

**ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECATRÔNICA E DE
SISTEMAS MECÂNICOS**

ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE BISTURI PIEZELÉTRICO

216

Amadeu Minghetti Perrud
Marina Muniz Ribeiro da Silva

São Paulo
2006

Amadeu Minghetti Perrud
Marina Muniz Ribeiro da Silva

nota final 8,5
(arte e ciência)
hdon

ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE BISTURI PIEZELÉTRICO

Monografia apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de
São Paulo relacionado à disciplina
PMR2550 – Projeto de Conclusão
de Curso II.

Curso de Graduação: Engenharia
Mecatrônica

Orientador:

Prof. Dr. Emílio Carlos Nelli Silva

São Paulo

2006

1.2. 1.2. 1.2.
(1.2. 1.2.)
1.2. 1.2.

Monografia presentada a Excm.
Tribunal de Jurisprudência de
1.2. 1.2. 1.2.

ESTADO E DESENVOLVIMENTO DE RISTHILPREZELERCO

Monografia presentada a Excm.
Tribunal de Jurisprudência de
1.2. 1.2. 1.2.

TF 06
p429e

Monografia presentada a Excm.
Tribunal de Jurisprudência de
1.2. 1.2. 1.2.

TF 06
p429e

DEDALUS - Acervo - EPMN



31600012484

1578718

Aos meus pais, minha irmã e amigos que sempre estiveram do meu lado durante a minha graduação.

Amadeu Minghetti Perrud

Aos meus pais, meus irmãos, amigos e demais familiares que me acompanharam e apoiaram durante os 5 anos de faculdade.

Marina Muniz Ribeiro da Silva

AGRADECIMENTOS

À Deus, por ter nos dado a capacidade de ter desenvolvido este projeto.

Ao nosso orientador, Prof. Dr. Emílio Carlos Nelli Silva, pela atenção e entusiasmo, com que nos orientou durante todo o desenvolvimento deste trabalho de formatura.

A todos os nossos amigos, que de alguma maneira, estiveram presentes, para ajudar ou, simplesmente, apoiar.

Ao Eng. Andres Choi e ao Eng. Marco Aurélio Brizzotti, por terem nos auxiliado na construção de nossos protótipos.

Aos nossos professores, que contribuíram para nossa formação na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

RESUMO

Este trabalho apresenta o estudo e desenvolvimento de um Bisturi Cirúrgico, baseado na piezeletricidade, a qual pode ser entendida como a geração de cargas elétricas através da aplicação de uma tensão mecânica sobre o material, ou como a ocorrência de deformação devido a um campo elétrico.

Assim como o bisturi de lâmina fria (comumente usado), esta ferramenta tem os mesmos objetivos básicos: cortes e incisões em tecidos. No entanto, com o avanço das técnicas utilizadas na Medicina, tornou-se necessário o desenvolvimento de novos instrumentos mais precisos e capazes de reduzir a duração das cirurgias e os efeitos colaterais pós-operatórios sobre os pacientes.

O protótipo apresentado neste estudo consiste, basicamente, de um cabo cilíndrico de alumínio, uma placa plana de alumínio de espessura pequena, um par de cerâmicas piezelétricas acopladas na placa e uma lâmina de bisturi de aço inox acoplada na placa. O objetivo do projeto é a melhoria do corte, através da vibração da lâmina, a qual é gerada pelo par de cerâmicas piezelétricas.

Este estudo está dividido em três etapas: projeto, modelagem e simulação das possíveis soluções, desenvolvimento de protótipos para testes experimentais, e escolha e fabricação da melhor solução. Na primeira etapa, será utilizado um software de modelagem para determinação das características físicas e estruturais de cada caso. Na segunda etapa, serão construídos os protótipos das soluções viáveis obtidas na etapa anterior para testes de desempenho. A partir disso, será possível estabelecer uma relação entre os resultados teóricos e os experimentais. Na terceira e última etapa, através da análise dos resultados obtidos, será escolhida a melhor solução, possibilitando a sua melhoria no sentido da fabricação.

Palavras-chave: piezeletricidade; bisturi piezelétrico; bisturi harmônico; atuador piezelétrico; elementos finitos piezelétricos; simulação computacional.

ABSTRACT

This work presents the study and development of a Surgical Scalpel, based on the piezoelectricity, which can be understood as an electrical charge generation due to an applied mechanical stress to the material, or as the occurrence of a deformation due to an applied electrical field.

As a scalpel, this tool has the same basic targets: cutting and incisions in the tissue. However, with the technical advance of Medicine, it was indispensable the development of more precise tools, which would be capable to decrease the period a surgery usually lasts and the collateral post-operative care effects over the patients. Among several developed, the most important are the electrical scalpel (electrical surgical unit), the laser and the harmonic (ultrasonic) ones.

The prototype presented in this work consists, essentially, of a cylindrical aluminum holder, a flat aluminum plate with a small thickness, a couple of piezoelectric ceramics which are fixed on the plate and a stainless steel scalpel blade which is also connected to the plate. The objective of this project is the improvement of the action of cutting, through the vibration of the scalpel blade, which is generated by the couple of piezoelectric ceramics.

This work is divided into three parts: design, modeling and simulation of the proposed solutions; development of prototypes to experimental tests, and choice and manufacturing of the best solution. In the first part, it will be used computational modeling to determine the physical and structural characteristics of each case. In the second part, prototype of solutions obtained in the first part will be built, to perform tests. After that, it will be possible to establish a relation between the theoretical and experimental results. In the third and last part, through the obtained results analysis, the best solution will be chosen, making possible the improvement of its manufacturing.

Keywords: piezoelectricity; piezoelectric scalpel; finite element method; modeling; modal analysis; harmonic analysis.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1.1. Bisturi Elétrico – Modo de Funcionamento	2
FIGURA 1.1.2. Bisturi Elétrico – para cada freqüência, o tipo de corte é diferente. 3	3
FIGURA 1.1.3. Bisturi Elétrico – componentes de um bisturi elétrico.....	3
FIGURA 3.2.1. Célula Elementar Piezelétrica	8
FIGURA 3.2.2. Dipolos Elétricos de uma Cerâmica Ferroelétrica	8
FIGURA 5.1.1. Princípio Fletor Simples	19
FIGURA 5.1.2. Princípio Fletor Composto	20
FIGURA 5.2.1. Princípio Longitudinal.....	21
FIGURA 6.2.1.1. Bisturi Perpendicular [v.1.0.]	23
FIGURA 6.2.2.1. Bisturi Paralelo [v.1.0.]	24
FIGURA 6.3.1. Esquema da Simulação	25
FIGURA 6.3.1.2.1. Modelagem do Bisturi Paralelo [v.1.0.]	27
FIGURA 6.3.1.2.2. Modelagem do Bisturi Perpendicular [v.1.0.].....	27
FIGURA 6.3.2.1.1. Definição dos Tipos de Elementos.....	28
FIGURA 6.3.2.1.2. Definição das Propriedades dos Materiais.....	29
FIGURA 6.3.2.1.3. Valores para a cerâmica piezelétrica (material 1)	30
FIGURA 6.3.2.1.4. Valores para o alumínio (material 2) e aço (material 3)	30
FIGURA 6.3.2.1.5. Discretização de Elementos.....	31
FIGURA 6.3.2.2.1. Malha Estrutural e Nós do Bisturi Paralelo [v.1.0.].....	32
FIGURA 6.3.2.2.2. Malha Estrutural e Nós do Bisturi Perpendicular [v.1.0.].....	32
FIGURA 6.3.3.1.1. Seleção da Análise Modal.....	33
FIGURA 6.3.3.1.2. Condições de contorno para Análise Modal.....	33
FIGURA 6.3.3.1.3. Engastamento na Análise Modal	34
FIGURA 6.3.3.1.4. Potencial Elétrico na Análise Modal	34
FIGURA 6.3.3.1.5. Opções da Análise Modal	35
FIGURA 6.3.4.1.1. Seleção da Análise Harmônica	37
FIGURA 6.3.4.1.2. Condições de contorno para Análise Harmônica.....	37
FIGURA 6.3.4.1.3. Potencial Elétrico na Análise Harmônica	38
FIGURA 6.3.4.1.4. Intervalo de Freqüências e Substeps.....	38
FIGURA 6.3.4.2.1.1. Deslocamento no eixo Y dos modos 1 e 2.....	39
FIGURA 6.3.4.2.1.2. Deslocamento no eixo Y do modo 4	40
FIGURA 6.3.4.2.2.1. Deslocamento no eixo Y dos modos 1 e 2.....	40
FIGURA 6.3.4.2.2.2. Deslocamento no eixo Y do modo 4	41

FIGURA 6.4.1. Desenho Técnico do Bisturi Paralelo [v.1.0.]	42
FIGURA 6.4.2. Desenho Técnico do Bisturi Perpendicular [v.1.0.]	42
FIGURA 6.4.2.1. Protótipo do Bisturi Paralelo [v.1.0.].....	44
FIGURA 6.4.2.2. Protótipo do Bisturi Perpendicular [v.1.0.].....	45
FIGURA 6.5.1. Equipamentos utilizados no Teste	47
FIGURA 7.2.1.1. Bisturi Perpendicular [v.2.0.].....	51
FIGURA 7.2.2.1. Bisturi Paralelo [v.2.0.].....	52
FIGURA 7.3.1.1.1. Modelagem do Bisturi Paralelo [v.2.0.]	53
FIGURA 7.3.1.1.2. Modelagem do Bisturi Perpendicular [v.2.0.].....	53
FIGURA 7.3.2.1.1. Malha Estrutural e Nós do Bisturi Paralelo [v.2.0.].....	54
FIGURA 7.3.2.1.2. Malha Estrutural e Nós do Bisturi Perpendicular [v.2.0.].....	55
FIGURA 7.3.4.1.1.1. Deslocamento no eixo Y dos modos 1 e 4.....	57
FIGURA 7.3.4.1.1.2. Deslocamento no eixo Y dos modos 6 e 8.....	57
FIGURA 7.3.4.1.2.1. Deslocamento no eixo Y dos modos 1 e 4.....	58
FIGURA 7.3.4.1.2.2. Deslocamento no eixo Y dos modos 5 e 6.....	58
FIGURA 7.3.4.1.2.3. Deslocamento no eixo Y do modo 8	59
FIGURA 7.4.1. Desenho Técnico do Bisturi Paralelo [v.2.0.]	60
FIGURA 7.4.2.1. Protótipo do Bisturi Paralelo [v.2.0.].....	61
FIGURA 7.5.1. Gráfico - Freqüência x Impedância – faixa entre 2kHz e 6kHz	62
FIGURA 7.5.2. Gráfico - Freqüência x Impedância – faixa entre 2kHz e 6kHz	62

LISTA DE TABELAS

TABELA 6.3.2.1.1. Relação Material x Tipo de Elemento	28
TABELA 6.3.3.2.1. Freqüências Naturais do Bisturi Paralelo.....	36
TABELA 6.3.3.2.2. Freqüências Naturais do Bisturi Perpendicular.....	36
TABELA 6.5.1. Resultados do Impedômetro.....	46
TABELA 6.5.2. Resultados da Análise Modal	46
TABELA 7.3.2.1. Relação Material x Tipo de Elemento	54
TABELA 7.3.3.1.1. Freqüências Naturais do Bisturi Paralelo.....	55
TABELA 7.3.3.1.2. Freqüências Naturais do Bisturi Perpendicular.....	56
TABELA 7.5.1. Resultados da Análise Modal	63

LISTA DE SÍMBOLOS

T	tensor de tensões
D	vetor deslocamento elétrico
S	tensor de deformações
E	vetor campo elétrico
ϵ^S	tensor de permissividades elétricas
c^E	tensor de rigidez
e	tensor de coeficientes piezelétricos
Δ	operador
ρ	densidade do material
t	tempo
u	deslocamento
Φ	potencial elétrico
B_u	matriz deformação-deslocamento
B_Φ	matriz campo elétrico-deslocamento
N_u	vetor da função de forma do deslocamento
N_Φ	vetor da função de forma do potencial elétrico
U_e	vetor de deslocamento nodal
Φ_e	vetor de potencial elétrico nodal
Q	carga elétrica
M_{uu}	matriz de massa.
K_{uu}	matriz de rigidez mecânica
K_{uΦ}	matriz do acoplamento piezelétrico
K_{ΦΦ}	matriz de rigidez dielétrica

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Tipos de Bisturi	1
2. OBJETIVOS	5
3. FORMULAÇÃO TEÓRICA	6
3.1. Introdução	6
3.2. Definição	7
3.3. Equações Constitutivas do Efeito Piezelétrico	9
3.4. Materiais Piezelétricos	10
4. MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	12
4.1. MEF Piezelétrico	13
5. PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO PROPOSTO	18
5.1. Princípios: Fletor Simples e Fletor Composto	18
5.2. Princípio Longitudinal	21
6. PROJETO PRELIMINAR DO PROTÓTIPO	22
6.1. Escolha do Par Princípio-Estrutura	22
6.2. Esboço da Estrutura	22
6.2.1. Bisturi Perpendicular [v.1.0]	22
6.2.2. Bisturi Paralelo [v.1.0]	23
6.3. Simulação	24
6.3.1. Modelagem da Estrutura	25
6.3.1.1. Passos da Modelagem	25
6.3.1.2. Resultados da Modelagem	26
6.3.2. Discretização do Modelo	27
6.3.2.1. Passos da Discretização	28
6.3.2.2. Resultados da Discretização	32
6.3.3. Análise Modal	32
6.3.3.1. Passos da Análise Modal	32
6.3.3.2. Resultados da Análise Modal	35
6.3.4. Análise Harmônica	36
6.3.4.1. Passos da Análise Harmônica	36
6.3.4.2. Resultados da Análise Harmônica	38

6.3.4.2.1. <i>Bisturi Paralelo</i>	39
6.3.4.2.2. <i>Bisturi Perpendicular</i>	40
6.4. Fabricação	41
6.4.1. <i>Passos da Fabricação</i>	43
6.4.2. <i>Resultados da Fabricação</i>	44
6.5. Testes dos Protótipos	45
6.6. Discussão dos Resultados	48
7. REPROJETO DO PROTÓTIPO	50
7.1. Manutenção do Par Princípio-Estrutura	50
7.2. Mudanças no Esboço da Estrutura	50
7.2.1. <i>Bisturi Perpendicular [v.2.0]</i>	50
7.2.2. <i>Bisturi Paralelo [v.2.0]</i>	51
7.3. Simulação	52
7.3.1. <i>Mudanças na Modelagem da Estrutura</i>	52
7.3.1.1. <i>Resultados do novo Protótipo</i>	53
7.3.2. <i>Mudanças na Discretização do Modelo</i>	53
7.3.2.1. <i>Resultados da Discretização do Novo Protótipo</i>	54
7.3.3. <i>Mudanças na Análise Modal</i>	55
7.3.3.1. <i>Resultados da Análise Modal do Novo Protótipo</i>	55
7.3.4. <i>Mudanças na Análise Harmônica</i>	56
7.3.4.1. <i>Resultados da Análise Harmônica do Novo Protótipo</i>	56
7.3.4.1.1. <i>Bisturi Paralelo</i>	57
7.3.4.1.2. <i>Bisturi Perpendicular</i>	57
7.4. Mudanças na Fabricação	59
7.4.1. <i>Passos da Fabricação do Novo Protótipo</i>	60
7.4.2. <i>Resultados da Fabricação</i>	61
7.5. Testes do Novo Protótipo	62
7.6. Discussão dos Resultados	64
8. CONCLUSÃO	65
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	66
ANEXOS	68
ANEXO A1 – Resultados da Modelagem do Bisturi Paralelo [v.1.0.]	69
ANEXO A2 – Resultados da Modelagem do Bisturi Perpendicular [v.1.0.]	70
ANEXO B – Resultados da Discretização dos Bisturis [v.1.0.]	71

ANEXO C1 – Resultados da Análise Modal do Bisturi Paralelo [v.1.0.]	72
ANEXO C2 – Resultados da Análise Modal do Bisturi Perpendicular [v.1.0.]	74
ANEXO D1 – Resultados da Análise Harmônica do Bisturi Paralelo [v.1.0.].....	76
ANEXO D2 – Resultados da Análise Harmônica do Bisturi Perpendicular [v.1.0.]	77
ANEXO E1 – Resultados da Modelagem do Bisturi Paralelo [v.2.0.]	78
ANEXO E2 – Resultados da Modelagem do Bisturi Perpendicular [v.2.0.]	79
ANEXO F – Resultados da Discretização dos Bisturis [v.2.0.]	80
ANEXO G1 – Resultados da Análise Modal do Bisturi Paralelo [v.2.0.].....	81
ANEXO G2 – Resultados da Análise Modal do Bisturi Perpendicular [v.2.0.]	83
ANEXO H1 – Resultados da Análise Harmônica do Bisturi Paralelo [v.2.0.].....	85
ANEXO H2 – Resultados da Análise Harmônica do Bisturi Perpendicular [v.2.0.]	87

1. INTRODUÇÃO

1.1. Tipos de Bisturi

Atualmente, existem poucos relatos científicos relacionados às características construtivas e de funcionamento de um bisturi baseado na teoria piezelétrica. No entanto, foi constatado que existem alguns produtos no mercado, Piezosurgery®, Ultracision® e Harmonic Scalpel®, os quais utilizam a piezeletricidade como um de seus fundamentos básicos.

No caso específico do Bisturi Harmônico, verificou-se que este é um dispositivo ultra-sônico projetado para cortar e coagular tecidos numa frequência de 55,5 KHz. É composto por um gerador, pedal de controle, tesoura e peça de mão. Na peça de mão encontra-se o transdutor ultra-sônico, que é constituído por um bloco de cerâmica (cristais) peça - elétrica prensada entre dois cilindros metálicos. O transdutor é preso ao amplificador acústico que por sua vez é preso ao extensor das hastes, onde se encaixam os instrumentos (tesoura).

Este instrumento surgiu no início da década de 80, como inovação em alguns tipos de cirurgia, objetivando realizar secção e hemostasia (conjunto de mecanismos que o organismo emprega para coibir hemorragias) concomitantemente de vasos e tecidos por meio de onda ultra-sônicas. Em 1982, o bisturi harmônico foi aplicado na realização de esplenectomia (procedimento cirúrgico para retirada de um baço doente ou danificado) parcial, pelo acesso laparotômico (laparotomia: é uma manobra cirúrgica que envolve uma incisão através da parede abdominal para aceder à cavidade abdominal). Foi ainda utilizado na confecção de fundoplicatura (procedimento no qual o esôfago distal é envolvido por uma porção do fundo gástrico) à NISSEN, em proctoclectomia (remoção cirúrgica de todo o cólon e reto) total e em amputações abdominoperineais.

A tecnologia do Harmônico controla o sangramento através da coagulação combinada em temperaturas que variam entre 50°C e 100°C (vasos sangüíneos são combinados e lacrados através de uma proteína coaguladora). A coagulação ocorre através da desnaturação das proteínas (processo que se dá em proteínas expostas a

condições diferentes àquelas em que foram produzidas, como variações de temperatura, mudanças de pH, força iônica, entre outras). A proteína perde a sua estrutura tridimensional e, portanto, as suas propriedades. Este processo é irreversível: o emparelhamento da lâmina com as proteínas as faz desnaturar e formar um coágulo que lacra pequenos vasos sanguíneos combinados. Quando o efeito é prolongado, um aquecimento secundário é produzido para lacrar vasos sanguíneos maiores.

Para efeito de comparação, os bisturis elétricos (Figuras 1.1.1, 1.1.2 e 1.1.3) e a laser coagulam pela queima através de altas temperaturas (entre 150°C e 400°C). Nestes casos, sangue e tecido são dissecados e oxidados, formando uma escara, a qual cobre e lacra a área que está sangrando. Um novo sangramento pode ocorrer quando as lâminas são removidas durante a eletrocirurgia, pois esta pode romper a escara já formada. A conversão de energia mecânica para calor, resultante do atrito entre a interface do tecido e da lâmina, ocorre através da capacidade de aquecimento devido à natureza viscoelástica do tecido.

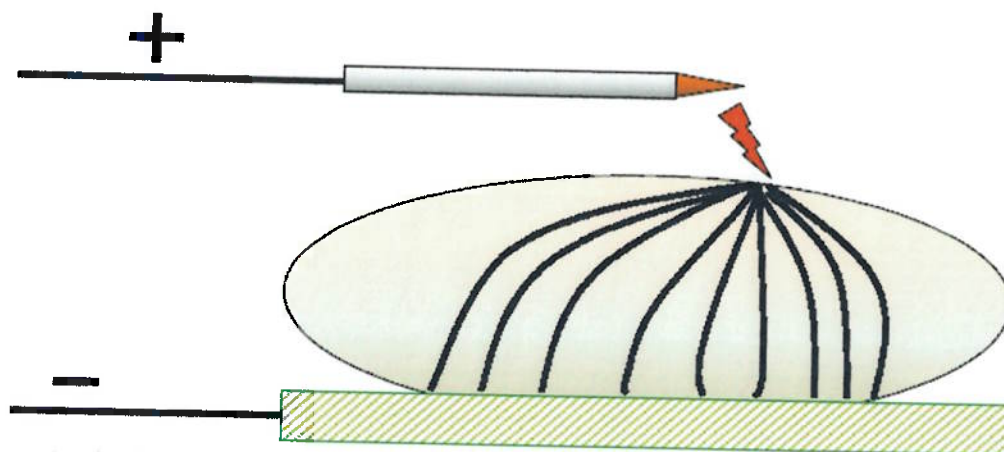


Figura 1.1.1: Bisturi Elétrico – Modo de Funcionamento (cria-se uma diferença de potencial entre a placa metálica embaixo do corpo do paciente e sua ponta)

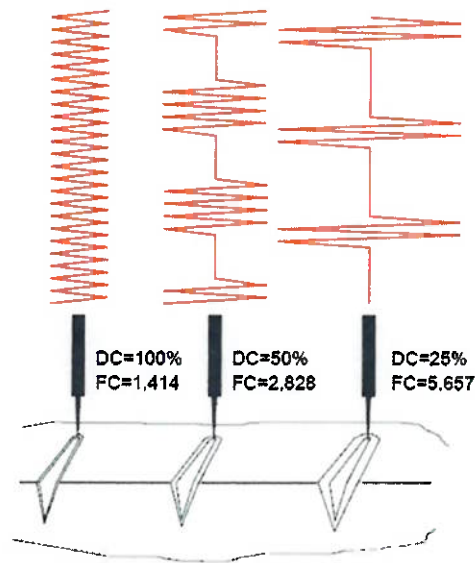


Figura 1.1.2: Bisturi Elétrico – para cada freqüência, o tipo de corte é diferente



Figura 1.1.3: Bisturi Elétrico – componentes de um bisturi elétrico

O bisturi harmônico utiliza tecnologia ultra-sônica e energia que permitem tanto o corte, quanto a coagulação no ponto da incisão. É usado em procedimentos cirúrgicos, nos quais devem ser feitas incisões em tecidos macios, e quando são desejados o controle do sangramento e o mínimo dano térmico a vizinhança do corte. Comparativamente com a eletrocirurgia, há menos carbonização e dissecação do tecido, além disso, há a melhoria na visibilidade do campo cirúrgico. Suas grandes vantagens são: maior controle do cirurgião sobre a cirurgia, redução nos danos

causados ao tecido, diminuição dos períodos de operação e recuperação mais rápida do paciente.

Atualmente, a busca por produtos piezelétricos continua progredindo. O grande aumento de atividades relacionadas em todo o mundo nas últimas décadas do século 20 asseguram importantes desenvolvimentos econômicos e técnicos nos próximos anos.

2. OBJETIVOS

O objetivo principal do projeto é obter um Bisturi Piezelétrico que apresente baixo custo e alto desempenho, comparativamente aos bisturis de lâmina fria, elétricos e harmônicos.

Este estudo está dividido em três etapas principais:

- (1) Projeto, Modelagem e Simulação das possíveis soluções;
- (2) Desenvolvimento de protótipos;
- (3) Escolha e Melhoria da solução escolhida.

Na primeira etapa, será utilizado um software de modelagem numérica para determinação das características físicas e estruturais de cada caso.

Na segunda etapa, serão construídos os protótipos das soluções viáveis obtidas na etapa anterior para testes de desempenho. A partir disso, será possível estabelecer uma relação entre os resultados teóricos e os experimentais.

Na terceira e última etapa, através da análise dos resultados obtidos, será escolhida a melhor solução, possibilitando a sua melhoria no sentido da fabricação.

3. FORMULAÇÃO TEÓRICA

3.1. Introdução

O efeito piezelétrico foi descoberto por Pierre e Jacques Curie, em 1880, durante um estudo com cristal de quartzo, e este consiste na variação das dimensões físicas de certos materiais sujeitos a campos elétricos. O contrário também ocorre, ou seja, a aplicação de pressão cria uma carga elétrica no material. Após a descoberta, passaram-se várias décadas até o início da utilização do fenômeno piezelétrico. A primeira aplicação comercial foi através do desenvolvimento de detectores ultra-sônicos para submarinos na Primeira Guerra Mundial, em 1917 por P. Langevin.

Nos anos 40, cientistas descobriram que cerâmicas de Titanato de Bário (material piezelétrico mais comumente utilizado atualmente) podem ser piezelétricas quando submetidas a um campo elétrico. Durante a Segunda Guerra Mundial, EUA, Japão e União Soviética tinham grupos isolados trabalhando na melhoria de materiais capacitores e descobriram que certos materiais cerâmicos exibiam constantes dielétricas superiores a 100 vezes o tamanho de cortes comuns de cristais. A descoberta de meios mais simples de manufatura de cerâmicas piezelétricas, as quais apresentassem alto desempenho de suas características, fez com que uma nova onda de intensa pesquisa e desenvolvimento de equipamentos piezelétricos surgisse.

Diferentemente da política de sigilo praticada pelos Estados Unidos, diversas empresas e universidades japonesas formaram uma associação de cooperação em 1951, com o intuito de pesquisar a aplicação do Titanato de Bário. Fukada e Yasuda, em 1957, foram os primeiros a descrever a piezeletricidade em um tecido biológico, o osso. Eles observaram os efeitos piezelétricos no osso e mostraram que ao sofrer deformações mecânicas, cargas elétricas se formavam na parte oposta ao osso. Em 1965, empreendimentos comerciais japoneses começaram a colher os benefícios de suas pesquisas iniciadas em 1951. O mercado internacional já começava a vê-los como desenvolvedores de novos conhecimentos, aplicações, processos e de novas áreas de mercado comercial.

Através dos esforços persistentes na pesquisa de materiais piezelétricos, foram criadas novas famílias de piezocerâmicas, mais competitivas e livres de restrições de patente. Com esses materiais disponíveis, os fabricantes japoneses foram capazes de desenvolver diversos tipos de filtros de sinais piezocerâmicos e piezocerâmicas de ignição, ambos com larga aplicação industrial.

O sucesso comercial dos esforços japoneses atraiu a atenção das indústrias de outros países, as quais voltaram a desenvolver, com grande sucesso, produtos piezocerâmicos.

3.2. Definição

A palavra piezeletricidade literalmente significa “eletricidade de pressão”: o prefixo piezo é derivado da palavra grega *piezin*, que significa pressão.

Piezeletricidade é uma polarização elétrica produzida por certos materiais, como algumas moléculas e cristais, quando submetidos a uma deformação mecânica. Ou seja, pressionando-se mecanicamente o material, há o surgimento de cargas elétricas no mesmo, mas de polaridades opostas. Inversamente, a aplicação de um potencial elétrico ocasiona a deformação mecânica do material.

O efeito piezelétrico surge devido à interação entre as forças de Coulomb e as forças restauradoras elásticas numa célula unitária do material sujeito a um campo elétrico ou a uma força mecânica. Dessa forma, a piezeletricidade está intimamente relacionada com as propriedades cristalográficas dos materiais, existindo somente nos quais não há simetria central, como mostrado na Figura 3.2.1.

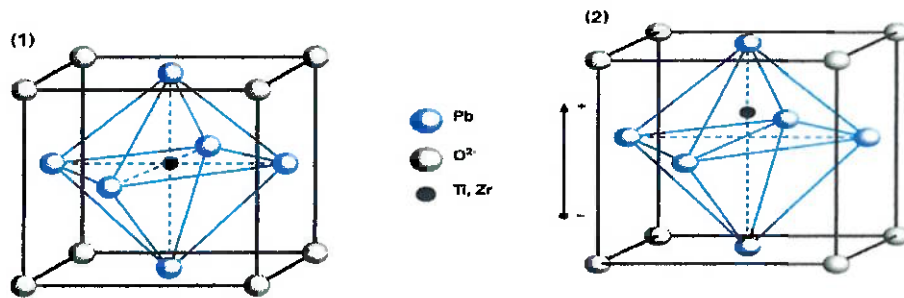


Figura 3.2.1: Célula Elementar Piezoeétrica
 (1) Antes da Polarização, (2) Depois da Polarização.

Portanto, ao aplicar-se uma tensão alternada, o material irá deformar e retornar ao estado inicial na frequência dessa tensão. Sabe-se que todo material rígido possui uma determinada frequência natural de ressonância. Então, se a frequência da tensão alternada estiver próxima da frequência natural de ressonância, o material vibrará com grande intensidade. Esta frequência de ressonância é função do tipo de corte, da região de corte e das dimensões físicas do material piezoeétrico utilizado.

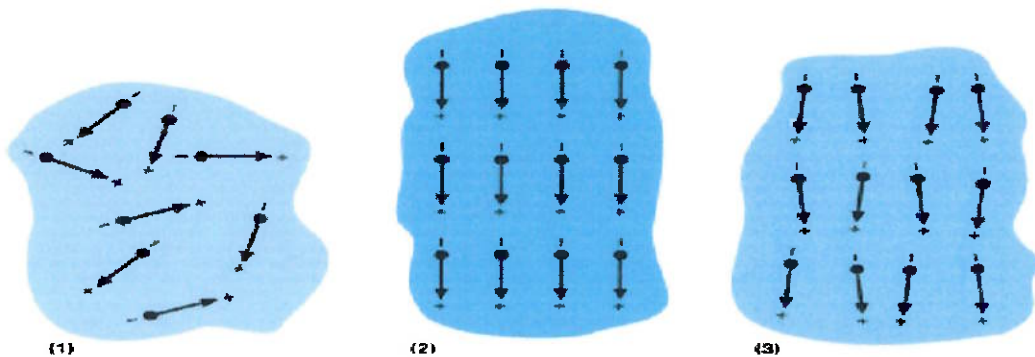


Figura 3.2.2: Dipolos Elétricos de uma Cerâmica Ferroelétrica
 (1) não polarizada (2) durante a polarização (3) depois da polarização

3.3. Equações Constitutivas do Efeito Piezelétrico

As equações que descrevem o comportamento de um material piezelétrico são dadas por:

$$\mathbf{T} = \mathbf{c}^E \mathbf{S} - \mathbf{e} \mathbf{E} \quad (3.3.1)$$

$$\mathbf{D} = \mathbf{e}^T \mathbf{S} + \epsilon^S \mathbf{E} \quad (3.3.2)$$

onde \mathbf{T} é o tensor de tensões, \mathbf{D} é o vetor deslocamento elétrico, \mathbf{S} é o tensor de deformações, \mathbf{E} é o vetor campo elétrico, ϵ^S é o tensor de permissividades elétricas medido com deformação constante, \mathbf{c}^E é o tensor de rigidez medido com campo elétrico constante e \mathbf{e} é o tensor de coeficientes piezelétricos.

Na forma tensorial, estas equações são definidas da seguinte forma:

- **Tensor de Tensões:**

$$\mathbf{T} = \begin{pmatrix} T_{XX} & T_{XY} & T_{XZ} \\ T_{XY} & T_{YY} & T_{YZ} \\ T_{XZ} & T_{YZ} & T_{ZZ} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} \\ T_{12} & T_{22} & T_{23} \\ T_{13} & T_{23} & T_{33} \end{pmatrix} \quad (3.3.3)$$

- **Tensor de Deformações:**

$$\mathbf{S} = \begin{pmatrix} S_{XX} & S_{XY} & S_{XZ} \\ S_{XY} & S_{YY} & S_{YZ} \\ S_{XZ} & S_{YZ} & S_{ZZ} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} \\ S_{12} & S_{22} & S_{23} \\ S_{13} & S_{23} & S_{33} \end{pmatrix} \quad (3.3.4)$$

- **Vetor Deslocamento Elétrico:**

$$\mathbf{D} = [D_X \quad D_Y \quad D_Z]^t = [D_1 \quad D_2 \quad D_3]^t \quad (3.3.5)$$

- **Vetor Campo Elétrico:**

$$\mathbf{E} = [E_X \quad E_Y \quad E_Z]^t = [E_1 \quad E_2 \quad E_3]^t \quad (3.3.6)$$

Utilizando-se a notação reduzida, e considerando a classe de simetria 6 mm do cristal piezoeletrico, o comportamento eletromecânico de um material piezoeletrico com simetria no plano xy e polarização na direção z é dado por:

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11}^E & c_{12}^E & c_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ c_{12}^E & c_{11}^E & c_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ c_{13}^E & c_{13}^E & c_{33}^E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44}^E & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{55}^E & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66}^E \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \\ S_5 \\ S_6 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 0 & 0 & e_{31} \\ 0 & 0 & e_{31} \\ 0 & 0 & e_{33} \\ 0 & e_{15} & 0 \\ e_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} \quad (3.3.7)$$

$$\begin{bmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & e_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & e_{15} & 0 & 0 \\ e_{31} & e_{31} & e_{33} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \\ S_5 \\ S_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \epsilon_{11}^S & 0 & 0 \\ 0 & \epsilon_{11}^S & 0 \\ 0 & 0 & \epsilon_{33}^S \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix} \quad (3.3.8)$$

3.4. Materiais Piezoeletricos

Os materiais piezoeletricos naturais, como quartz, tourmaline, Rochelle salt, etc, apresentam efeitos piezoeletricos muito pequenos. Devido a isso, foram desenvolvidos materiais cerâmicos ferroeletricos policristalinos com propriedades piezoeletricas aperfeçoadas, como Titanato de Bário e Titanato de Zinco (PZT). Cerâmicas ferroeletricas tornam-se piezoeletricas quando polarizadas.

Cerâmicas PZT podem ser encontradas de diversas maneiras e são utilizadas em larga escala em aplicações de atuadores e sensores nos dias de hoje. Além disso, micro-cristais de PZT são denominados cristais cúbicos de corpo centrado abaixo da temperatura de Curie. Acima desta temperatura, eles perdem suas respectivas propriedades piezoeletricas.

Separação de cargas entre íons positivos e negativos é uma reação para comportamento de dipolo elétrico. Com a aplicação do campo elétrico, o material irá expandir na direção do campo e contrair na direção perpendicular ao mesmo. Os dipolos elétricos se alinham e permanecem até a diminuição de atividade. O material agora possui uma polarização residual. Como resultado, existe uma distorção que causa crescimento nas dimensões alinhadas ao campo e contração no eixo normal ao campo elétrico. Assim, quando uma tensão elétrica é aplicada para polarizar o material piezelétrico, ocorre o aumento do seu alinhamento proporcional à tensão.

4. MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

O aumento da complexidade das estruturas e da capacidade dos computadores favoreceu o aparecimento de novos métodos de análise, nomeadamente, o Método dos Elementos Finitos.

O Método dos Elementos Finitos tem como objetivo modelar o sistema em estudo por um número finito de elementos mais simples e obter uma aproximação a partir dos vários elementos agrupados.

Após a utilização inicial, em problemas de elasticidade, o mesmo foi se estendendo para outros domínios, como o da transferência de calor e da mecânica dos fluidos, do eletromagnetismo, das vibrações mecânicas e acústicas, da visão por computador, da computação gráfica, da realidade virtual, etc. O objetivo do método é a obtenção de uma formulação que possa explorar a análise, de forma automática, de sistemas complexos, e/ou irregulares, por intermédio de programas computacionais. Para atingir tal objetivo, o método considera o sistema global como equivalente a um agrupamento de elementos finitos no qual cada um destes é uma estrutura contínua mais simples. Impondo que em certos pontos comuns a vários elementos, designados por nós, os deslocamentos sejam compatíveis e as forças internas estejam em equilíbrio.

Apesar do método dos elementos finitos considerar os elementos individuais como contínuos, este é, na sua essência, um procedimento de discretização, pois exprime os deslocamentos em qualquer ponto do elemento contínuo, em termos de um número finito de deslocamentos nos pontos nodais multiplicados por funções de interpolação apropriadas. A vantagem do método é que a equação de movimento para o sistema global pode ser obtida pelo agrupamento das equações determinadas individualmente para cada elemento finito utilizado na modelagem. O movimento, em qualquer ponto no interior de cada um desses elementos, é obtido por intermédio de interpolação onde as funções de interpolação são polinômios de grau reduzido e iguais para elementos do mesmo tipo. Uma outra vantagem do método dos elementos finitos é a facilidade com que a sua generalização pode ser conseguida para a resolução de

problemas bidimensionais e tridimensionais, constituídos por vários materiais diferentes e com fronteiras irregulares.

O método dos elementos finitos apresenta diversas formulações possíveis. Em problemas estáticos, por exemplo, no caso da análise estrutural, é comum derivar-se a matriz de rigidez utilizando-se a abordagem direta que consiste no relacionamento do vetor dos deslocamentos nodais com o vetor das forças nodais. Tal abordagem apresenta algumas dificuldades em problemas dinâmicos, como, por exemplo, na análise de vibrações, sendo preferível neste tipo de problema, obter-se para cada elemento individual a derivação das matrizes de elementos finitos de rigidez, de massa e do vetor das forças não conservativas nodais, a partir, respectivamente, da energia cinética, da energia potencial e da expressão dos trabalhos virtuais.

O método dos elementos finitos não dá, em princípio, soluções exatas. No entanto, à medida que mais elementos são usados na modelagem, a solução obtida deve convergir para a solução exata. Verifica-se que do ponto de vista custo/precisão é mais vantajoso usar poucos elementos complexos de que muitos elementos simples.

4.1. MEF Piezelétrico

As aplicações do Método dos Elementos Finitos em estruturas piezelétricas são particularmente usadas para determinar frequências naturais, modos de vibrar, etc. As diversas aplicações de MEF na Engenharia fazem com que seja necessária uma formulação que permita flexibilidade de modelo suficiente para qualquer geometria e que caracterize qualquer tipo de material piezelétrico. Por esse motivo, é necessária uma formulação completa para analisar elementos piezelétricos.

Para análise de um elemento piezelétrico no MEF, existem três equações principais: de equilíbrio, elétrica e constitutiva.

A equação de equilíbrio é obtida através da segunda lei de Newton sendo expressa da seguinte forma:

$$\Delta.T = \rho \delta^2 u / \delta t^2 \tag{4.1.1}$$

onde ρ é a densidade do material, Δ é um operador dado por:

$$\Delta = \begin{pmatrix} \partial/\partial x & 0 & 0 & 0 & \partial/\partial z & \partial/\partial y \\ 0 & \partial/\partial y & 0 & \partial/\partial z & 0 & \partial/\partial x \\ 0 & 0 & \partial/\partial z & \partial/\partial y & \partial/\partial x & 0 \end{pmatrix} \quad (4.1.2)$$

e \mathbf{u} é o vetor deslocamento, que também pode ser expresso em função dos eixos x , y e z :

$$\mathbf{u} = \begin{pmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{pmatrix} \quad (4.1.3)$$

A equação que descreve o comportamento elétrico é descrita através da equação de Maxwell, como:

$$\text{div } \mathbf{D} = 0 \quad (4.1.4)$$

onde o divergente $\text{div}() = (\partial/\partial x + \partial/\partial y + \partial/\partial z)$ e \mathbf{D} já foi definido em 3.3.5. Essa expressão significa que as cargas elétricas no interior da cerâmica piezoeétrica são nulas.

As equações constitutivas 3.3.1 e 3.3.2, juntamente com as equações acima, serão resolvidas pela formulação do MEF, mas antes de analisar a solução das equações, também é preciso conhecer algumas relações de seus componentes.

O vetor deformação mecânica \mathbf{S} pode ser relacionado com os deslocamentos nodais, \mathbf{u} , através da matriz deformação-deslocamento \mathbf{B}_u . Similarmente, o campo elétrico \mathbf{E} pode ser relacionado com o potencial elétrico de cada nó, Φ , através da matriz campo elétrico-deslocamento, \mathbf{B}_Φ .

$$\begin{aligned} \mathbf{S} &= \mathbf{B}_u \mathbf{u} \\ \mathbf{E} &= -\mathbf{B}_\phi \Phi \end{aligned} \tag{4.1.5}$$

As matrizes \mathbf{B}_u e \mathbf{B}_ϕ são descritas como:

$$\mathbf{B}_u = \begin{pmatrix} \partial/\partial x & 0 & 0 \\ 0 & \partial/\partial y & 0 \\ 0 & 0 & \partial/\partial z \\ \partial/\partial y & \partial/\partial x & 0 \\ 0 & \partial/\partial z & \partial/\partial y \\ \partial/\partial z & 0 & \partial/\partial x \end{pmatrix} \tag{4.1.6}$$

$$\mathbf{B}_\phi = \begin{pmatrix} \partial/\partial x \\ \partial/\partial y \\ \partial/\partial z \end{pmatrix} \tag{4.1.7}$$

Para a formulação do MEF, o deslocamento e o potencial são aproximados para cada elemento, sendo dados por:

$$\begin{aligned} \mathbf{u} &= \mathbf{N}_u^T \mathbf{U}_e \\ \Phi &= \mathbf{N}_\phi^T \Phi_e \end{aligned} \tag{4.1.8}$$

onde \mathbf{N}_u é o vetor da função de forma do deslocamento e \mathbf{N}_ϕ é o vetor da função de forma do potencial elétrico. Vale lembrar que \mathbf{N}_u e \mathbf{N}_ϕ são funções interpoladoras. \mathbf{U}_e é o vetor de deslocamento nodal para um elemento e Φ_e é o vetor de potencial elétrico nodal para um elemento e podem ser descritos como:

$$\mathbf{U}_e = \begin{pmatrix} U_{x1} \\ U_{y1} \\ U_{x2} \\ U_{y2} \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ U_{xi} \\ U_{yi} \end{pmatrix} \quad \mathbf{\Phi}_e = \begin{pmatrix} \Phi_1 \\ \Phi_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ \Phi_i \end{pmatrix} \quad (4.1.9)$$

onde i é o número de nós de cada elemento.

Aplicando-se a formulação de MEF nas equações acima, obtém-se a equação resultante, a qual pode ser escrita em termos do deslocamento \mathbf{U} e do potencial elétrico Φ para cada nó. Os esforços mecânicos são expressos em termos de Φ e as cargas elétricas em termos de \mathbf{Q} , resultando nas equações abaixo, as quais são usadas para cada elemento:

$$\begin{aligned}
 \mathbf{M}_{uu} \mathbf{U}''_e + \mathbf{U}'_e + \mathbf{K}_{uu} \mathbf{U}_e + \mathbf{K}_{u\phi} \Phi_e &= \mathbf{F}_e \\
 \mathbf{K}_{u\phi}^T \mathbf{U}_e + \mathbf{K}_{\phi\phi} \Phi_e &= \mathbf{Q}_e
 \end{aligned} \quad (4.1.10)$$

Montando-se o sistema matricial final, utilizando todos os elementos, tem-se:

$$\begin{pmatrix} \mathbf{M}_{uu} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{pmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{U}'' \\ \Phi'' \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} \mathbf{U}' \\ \Phi' \end{Bmatrix} + \begin{pmatrix} \mathbf{K}_{uu} & \mathbf{K}_{u\phi} \\ \mathbf{K}_{u\phi}^T & \mathbf{K}_{\phi\phi} \end{pmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{U} \\ \Phi \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{F}_e \\ \mathbf{Q}_e \end{Bmatrix} \quad (4.1.11)$$

onde:

$$\mathbf{K}_{uu} = \iiint \mathbf{B}_u^T \mathbf{c} \mathbf{B}_u dV_e \quad (4.1.12)$$

Sendo \mathbf{K}_{uu} matriz de rigidez mecânica.

$$\mathbf{K}_{u\phi e} = \iiint \mathbf{B}_u^T \mathbf{e} \mathbf{B}_\phi dV_e \quad (4.1.13)$$

Sendo $\mathbf{K}_{u\phi e}$ matriz do acoplamento piezoelectrico.

$$\mathbf{K}_{\phi\phi e} = \iiint \mathbf{B}_\phi^T \boldsymbol{\varepsilon} \mathbf{B}_\phi dV_e \quad (4.1.14)$$

Sendo $\mathbf{K}_{\phi\phi e}$ matriz de rigidez dielectrica.

$$\mathbf{M}_{uue} = \rho \iiint \mathbf{N}_u^T \mathbf{N}_u dV_e \quad (4.1.15)$$

Sendo \mathbf{M}_{uue} matriz de massa.

5. PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO PROPOSTO

A proposta desse trabalho, como dito anteriormente, é o desenvolvimento de um bisturi de corte à lâmina fria que, sob ação de um elemento piezelétrico, apresente melhoria significativa no corte. Essa ação dar-se-á por deformação desse elemento piezelétrico e, conseqüentemente, deslocamento da lâmina. Esse efeito pode ser obtido de tantas maneiras quantas for possível combinar os dois elementos principais: lâmina de bisturi e cerâmica piezelétrica.

Por não existirem projetos disponíveis de bisturis piezelétricos, foi necessário desenvolver soluções que viabilizassem um protótipo eficiente e embasado teoricamente. Para isso, foram elaborados três princípios de funcionamento. Cada princípio é representado por um modelo físico simplificado, no qual a estrutura projetada sofrerá ação do elemento piezelétrico. Nessa etapa foi necessário definir e/ou escolher princípios que representassem o maior número e as melhores possibilidades de atuação do instrumento. Assim, foram escolhidos três destes princípios, os quais são detalhados abaixo.

5.1. Princípios: Fletor Simples e Fletor Composto

O Princípio Fletor Simples, mostrado na figura 5.1.1, apresenta uma cerâmica piezelétrica disposta na face superior de uma placa plana retangular condutora, engastada em uma das extremidades. Considerando-se que a cerâmica está polarizada na direção positiva do eixo y , de acordo com o sinal elétrico aplicado, que pode trabalhar em diferentes intervalos de frequência e amplitude, a mesma irá contrair ou expandir. Assim, uma deformação superficial será criada na placa e, conseqüentemente, haverá o surgimento de um momento fletor, como mostrado nas figuras 5.1.1(a) e (b).

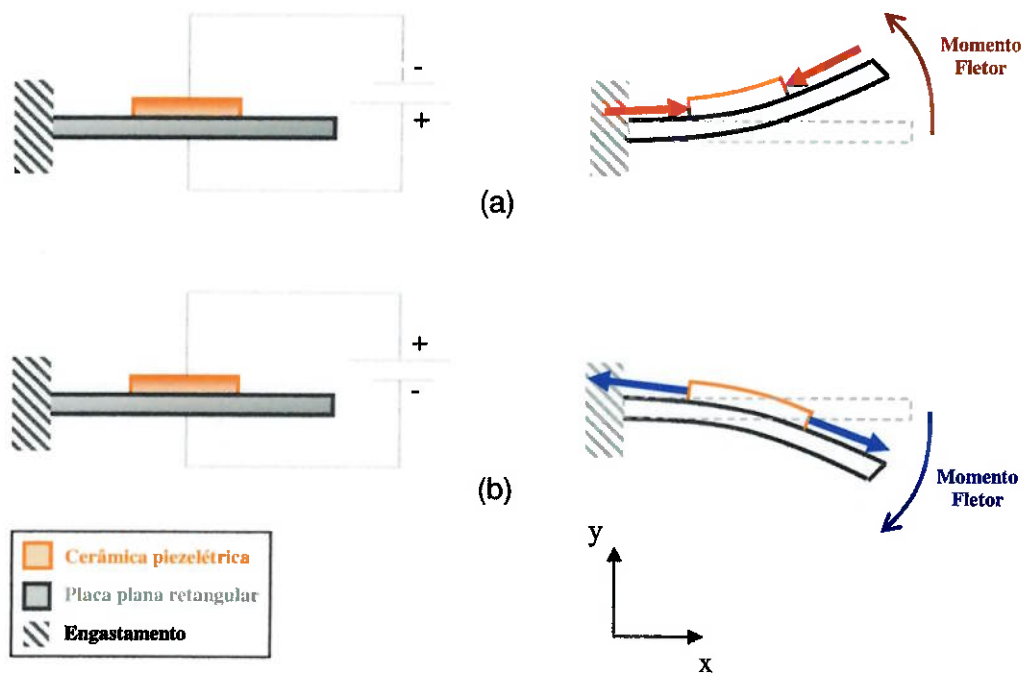


Figura 5.1.1: Princípio Fletor Simples

(a) Deformação da cerâmica por contração e (b) expansão.

O efeito da contração, mostrado na figura 5.1.1(a), é obtido conectando-se a face superior da cerâmica ao ponto de menor potencial elétrico, enquanto que a face inferior é conectada ao ponto de maior potencial. Como efeito contrário, se conectarmos a face superior ao ponto de maior potencial elétrico e a inferior ao menor potencial, teremos a expansão da cerâmica, como mostrado na figura 5.1.1(b). Assim, se a cerâmica é alimentada com um sinal periódico, por exemplo, um sinal senoidal, obter-se-á um efeito oscilatório na extremidade da placa, já que as faces superior e inferior alternarão de potencial entre cada ciclo, ou seja, a cada meio período do sinal aplicado.

O Princípio Fletor Composto, mostrado na figura 5.1.2, foi desenvolvido com o intuito de amplificar o efeito obtido no princípio fletor simples. Sendo assim, o mesmo apresenta duas cerâmicas piezolétricas dispostas uma na face superior e, a outra, na face inferior de uma placa plana retangular condutora, também engastada em uma das extremidades. Ambas as cerâmicas serão alimentadas pelo mesmo sinal, o qual irá

polarizá-las inversamente, ou seja, quando o elemento da superfície superior sofrer contração o elemento inferior sofrerá expansão. Assim, uma deformação superficial será criada na placa e, conseqüentemente, surgirá um momento fletor, como mostrado nas figuras (a) e (b), e vice-versa.

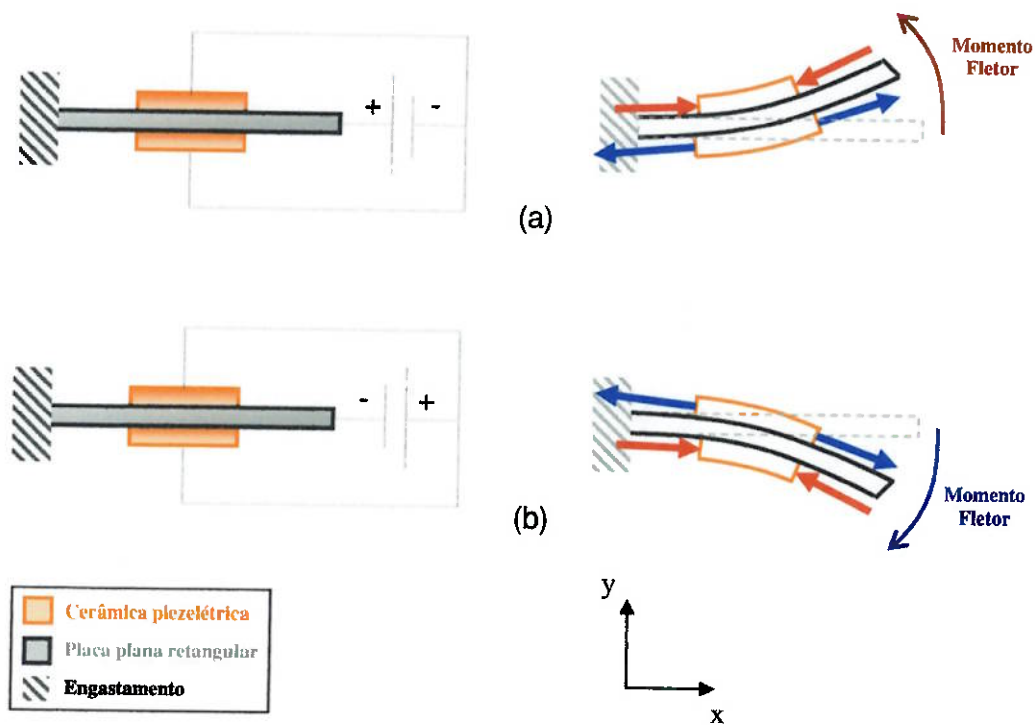


Figura 5.1.2: Princípio Fletor Composto
(a) Deformação no sentido anti-horário e (b) horário.

A figura 5.1.2(a) mostra a intensificação do momento fletor, no sentido anti-horário, devido à atuação conjunta das duas cerâmicas. Para isso, deve-se conectar a placa e, conseqüentemente, uma face de cada cerâmica que está em contato com a mesma (faces internas) ao ponto de maior potencial, enquanto que as faces externas das cerâmicas serão conectadas ao ponto de menor potencial. Para o efeito contrário, figura 5.1.2(b), conecta-se a placa e as faces internas ao ponto de menor potencial e as faces externas, ao de maior potencial. Assim, no caso de alimentarmos as cerâmicas

com um sinal periódico, por exemplo, um sinal senoidal, obter-se-á o efeito oscilatório na extremidade da placa, como ocorrido no princípio fletor simples.

5.2. Princípio Longitudinal

O Princípio Longitudinal apresenta uma cerâmica no formato cilíndrico (disco), a qual é acoplada longitudinalmente a dois cilindros condutores, um deles engastado em uma das suas extremidades. De acordo com o sinal elétrico aplicado, a cerâmica será polarizada e irá contrair ou expandir, ou seja, devido à deformação longitudinal, tem-se um "alongamento" ou "encurtamento" da estrutura, como mostrado nas figuras 5.2.1(a) e (b).

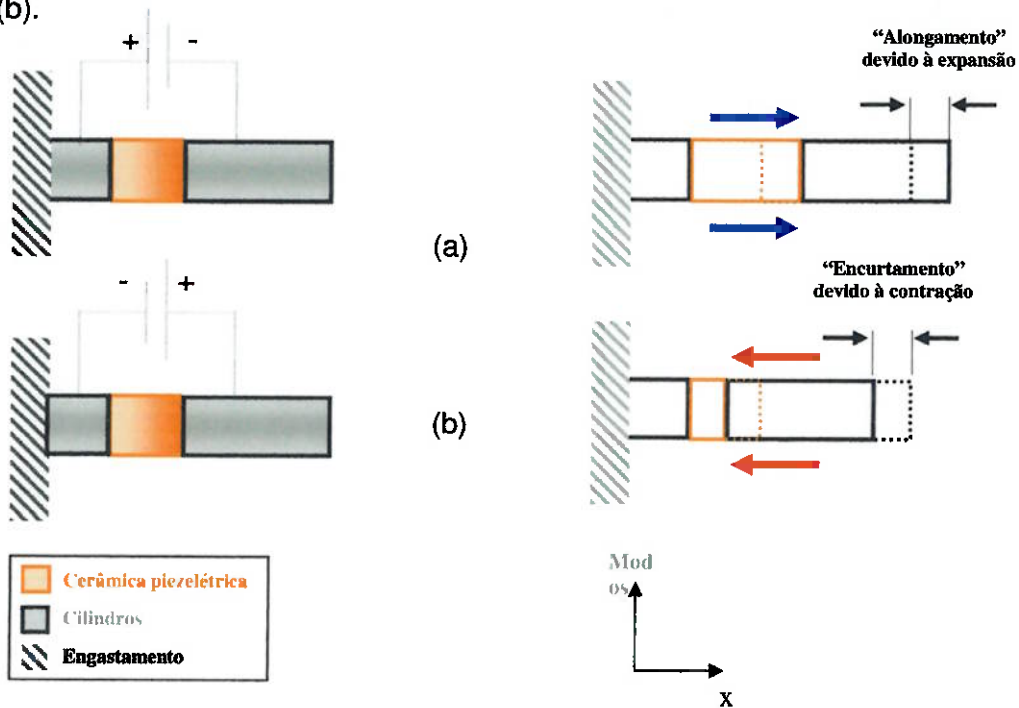


Figura 5.2.1: Princípio Longitudinal
(a) "Alongamento" da Cerâmica e (b) expansão.

6. PROJETO PRELIMINAR DO PROTÓTIPO

6.1. Escolha do Par Princípio-Estrutura

Com o intuito de realizar a análise completa em relação à estrutura estudada, escolheu-se utilizar apenas um princípio de funcionamento: o Princípio Fletor Composto (ver item 5.1). Assim, o trabalho ficou mais focado, possibilitando a obtenção de uma maior quantidade de informações. Além disso, entende-se que o resultado positivo nos testes práticos em relação a esse princípio escolhido é uma condição suficiente para o sucesso de protótipos que sejam originados a partir do mesmo.

A escolha desse princípio foi feita por acreditar-se que o mesmo possui um potencial maior de apresentar resultados melhores e mais consistentes, além de possibilitar a criação de diversas estruturas diferentes. A escolha foi feita também com base nos materiais disponíveis para a construção dos protótipos já que o conceito do bisturi é apresentar baixo custo e facilidade de fabricação.

6.2. Esboço da Estrutura

Para a concepção da estrutura do bisturi, foi necessário desenvolver um esboço que se enquadrasse nos seguintes pontos: não restringisse a atuação da cerâmica piezelétrica, não apresentasse elevada dificuldade de modelagem e fabricação, que fosse o mais próximo possível da estrutura física de um bisturi comum e que apresentasse facilidade de manuseio e alta rigidez entre as interfaces das peças (o que evita amortecimentos devido à oscilação gerada pela cerâmica).

Assim, foram elaboradas duas estruturas que utilizam o mesmo conceito, porém possuem focos distintos. Estas podem ser verificadas abaixo:

6.2.1. Bisturi Perpendicular [v.1.0]

A primeira estrutura é formada por dois cilindros, um menor e outro maior, separados por uma placa plana retangular de pequena espessura. Nesta são fixadas as

duas cerâmicas. A lâmina de bisturi é fixada no cilindro menor perpendicularmente à placa plana, como mostrado na figura 6.2.1.1. O foco dessa estrutura é estudar o deslocamento e ação da cerâmica piezolétrica na direção do corte do bisturi.

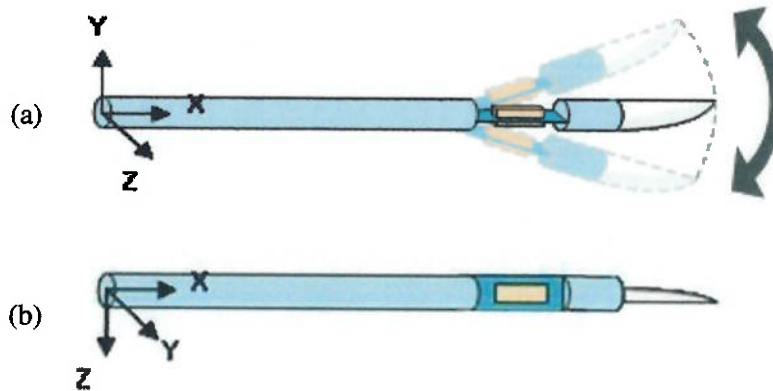


Figura 6.2.1.1: Bisturi Perpendicular [v.1.0]

(a) vista lateral; (b) vista superior;

Para o devido funcionamento do bisturi, as faces externas da cerâmica foram conectadas a um potencial diferente da placa plana e, conseqüentemente, das faces internas da cerâmica.

6.2.2. Bisturi Paralelo [v.1.0]

A segunda estrutura também é formada por dois cilindros, um menor e outro maior, separados por placa plana retangular de pequena espessura, na qual são fixadas as duas cerâmicas. A lâmina de bisturi é fixada no cilindro menor, porém sua direção é paralela à placa plana, como mostrado na figura 6.2.2.1. O foco dessa estrutura é estudar o deslocamento e ação da cerâmica piezolétrica na direção paralela ao corte do bisturi.

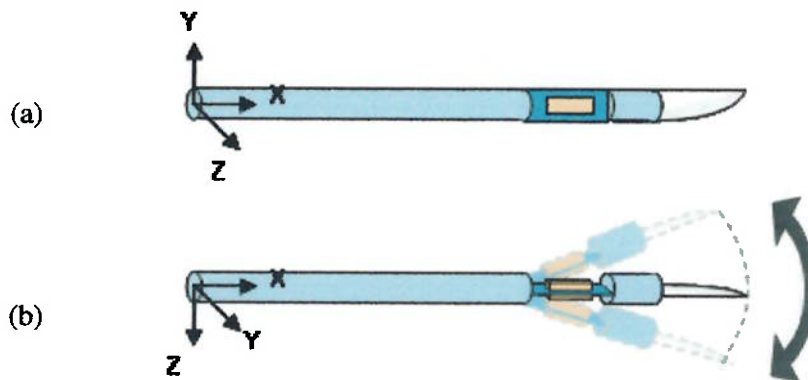


Figura 6.2.2.1: Bisturi Paralelo [v.1.0]

(a) vista lateral; (b) vista superior;

Assim, como no modelo perpendicular, para o funcionamento do bisturi, as faces externas da cerâmica foram conectadas a um potencial diferente da placa plana e, conseqüentemente, das faces internas da cerâmica.

6.3. Simulação

Para a obtenção dos resultados das estruturas escolhidas, decidiu-se utilizar o ANSYS® 10, um software de simulação estrutural 3D. Com este recurso computacional foi possível obter os modos de vibrar e as freqüências de ressonância de cada estrutura.

As etapas realizadas na simulação, assim como cada passo importante e as informações extraídas ao final da etapa, são mostrados abaixo:

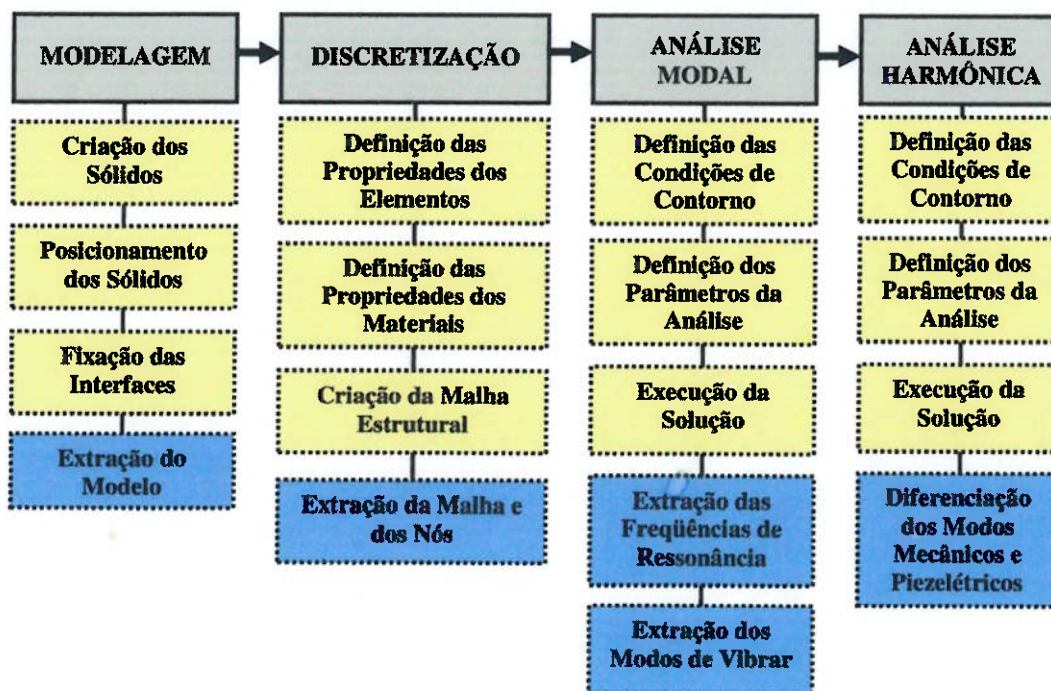


Figura 6.3.1: Esquema da Simulação

6.3.1. Modelagem da Estrutura

Para fazer a modelagem no software ANSYS® 10 é necessário ficar atento, primeiramente, com as unidades. Deve-se lembrar que as medidas utilizadas para criação e deslocamento de sólidos, durante a modelagem, são adimensionais, ou seja, deve-se ser coerente no momento de inserir cada dado no programa (Ex: 0,4mm = 0,0004m). Nesse trabalho, todas as unidades serão usadas em SI e todas as medidas apresentadas a seguir serão da forma (x,y,z).

6.3.1.1. Passos da Modelagem

O primeiro passo é a criação dos sólidos que irão compor a estrutura final. Assim, deseja-se criar dois cilindros de raio igual a 12mm e comprimentos de 100mm e

20mm. Para isso, deve-se, no ANSYS®, realizar o caminho **Preprocessor > Modeling > Create > Volumes > Cylinder > Solid Cylinder** e inserir os pontos de origem do sólido (*WPs*), o raio (0.012m) e a profundidade (0.1m e 0.02m). Se for necessário deslocar os sólidos, deve-se usar o caminho **Preprocessor > Modeling > Move/Modify > Volume**, selecionar o volume que se deseja mover e inserir os valores relativos de deslocamento. Em seguida, serão criadas a placa plana (10x1x22mm) e as cerâmicas (5x0,4x10mm). Para isso, **Preprocessor > Modeling > Create > Volumes > Block > By 2 Corners & Z**. Para criar a lâmina de bisturi, deve-se lembrar que as dimensões são 10x0,3x30mm e 10x0,3x30mm para o Bisturi Paralelo e o Perpendicular, respectivamente.

Por fim, deve-se tornar a ponta da lâmina triangular. Para isso, copia-se a lâmina deslocada de 10mm para a direção $-z$ (**Preprocessor > Modeling > Copy > Volumes**), cria-se uma área retangular na diagonal selecionando os *KPs* extremos em $+z$ e opostos da lâmina e da cópia (**Preprocessor > Modeling > Create > Areas > Arbitrary > Through KPs**), divide-se a lâmina original pela área (**Preprocessor > Modeling > Operate > Booleans > Divide > Volume by Area**) e deleta-se os dois volumes restantes, o separado e a cópia da lâmina (**Preprocessor > Modeling > Delete > Volume and Below**).

O próximo passo é fixar todos os sólidos criados uns aos outros. Para isso, **Preprocessor > Modeling > Operate > Booleans > Glue > Volumes > Pick all**. Além disso, para alterar a cor, deve-se usar o caminho **Menu > PlotCtrls > Style > Colors > Picked Entity Colors > Volumes** e selecionar o volume desejado.

6.3.1.2. Resultados da Modelagem

Os resultados obtidos pelas ações descritas acima são apresentados abaixo. Durante a extração dos modelos computacionais, obtiveram-se outras vistas dos mesmos e estas são apresentadas nos Anexos A1 e A2.

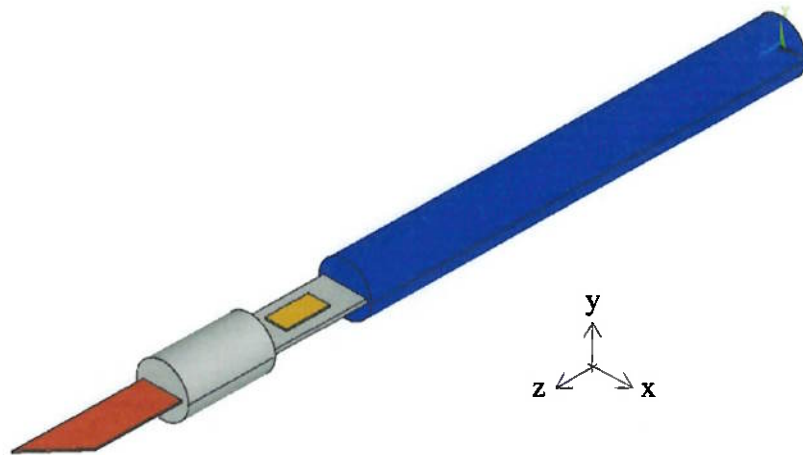


Figura 6.3.1.2.1: Modelagem do Bisturi Paralelo [v.1.0]

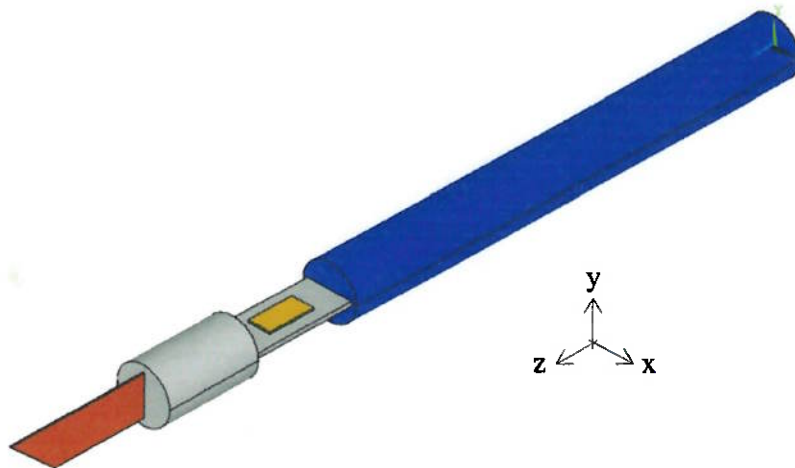


Figura 6.3.1.2.2: Modelagem do Bisturi Perpendicular [v.1.0]

6.3.2. Discretização do Modelo

Discretização pode ser entendida como a criação da malha estrutural nos modelos apresentados anteriormente. Como já mencionado, a discretização é uma etapa fundamental para extração dos modos e as frequências de ressonância de cada estrutura.

6.3.2.1. Passos da Discretização

Para a construção da malha, primeiramente, é necessário estabelecer os Tipos dos Elementos que serão usados. Essa característica define o comportamento dos sólidos durante a simulação. Para isso, utiliza-se **Preprocessor > Element Type > Add/Edit/Delete**, como mostrado na figura 7.3.2.1.1. Assim, para cada material e estrutura, adotou-se um determinado tipo de elemento, mostrado na tabela 7.3.2.1.1.

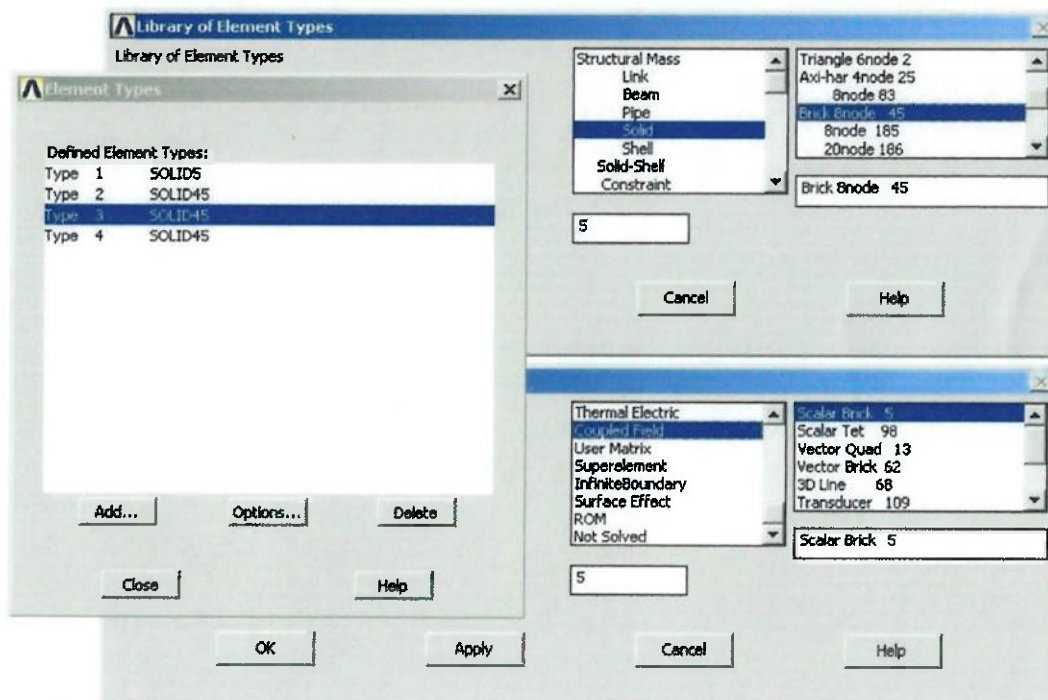


Figura 6.3.2.1.1: Definição dos Tipos de Elementos

Tabela 6.3.2.1.1: Relação Material x Tipo de Elemento

Material	Sólidos	Tipo de Elemento
Alumínio	Placa Plana e Cilindro Menor	SOLID 45
Aço	Lâmina de Bisturi	SOLID 45
Cerâmica	Elemento Piezométrico	SOLID 5

Posteriormente, é necessário definir as propriedades de cada um dos materiais destinados à construção do protótipo. Para isso, utiliza-se o caminho **Preprocessor > Material Props > Material Models > Material > New Model**. A figura 7.3.2.1.2 mostra os modelos criados para os três materiais usados: elemento piezoeletrico (modelo 1), alumínio (modelo 2) e aço (modelo 3).

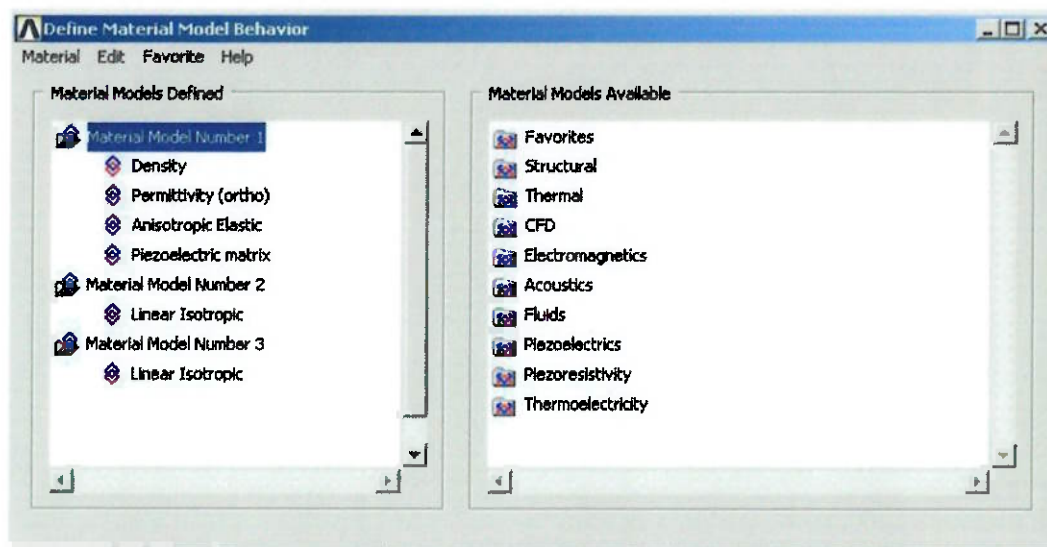


Figura 6.3.2.1.2: Definição das Propriedades dos Materiais

Observa-se que para cada material é necessário criar um novo modelo e inserir um determinado número de características. Enquanto a figura 6.3.2.1.2 mostra as características definidas para um deles as figuras 6.3.2.1.3 e 6.3.2.1.4 mostram os valores usados para caracterizar a cerâmica, o alumínio e o aço, respectivamente.

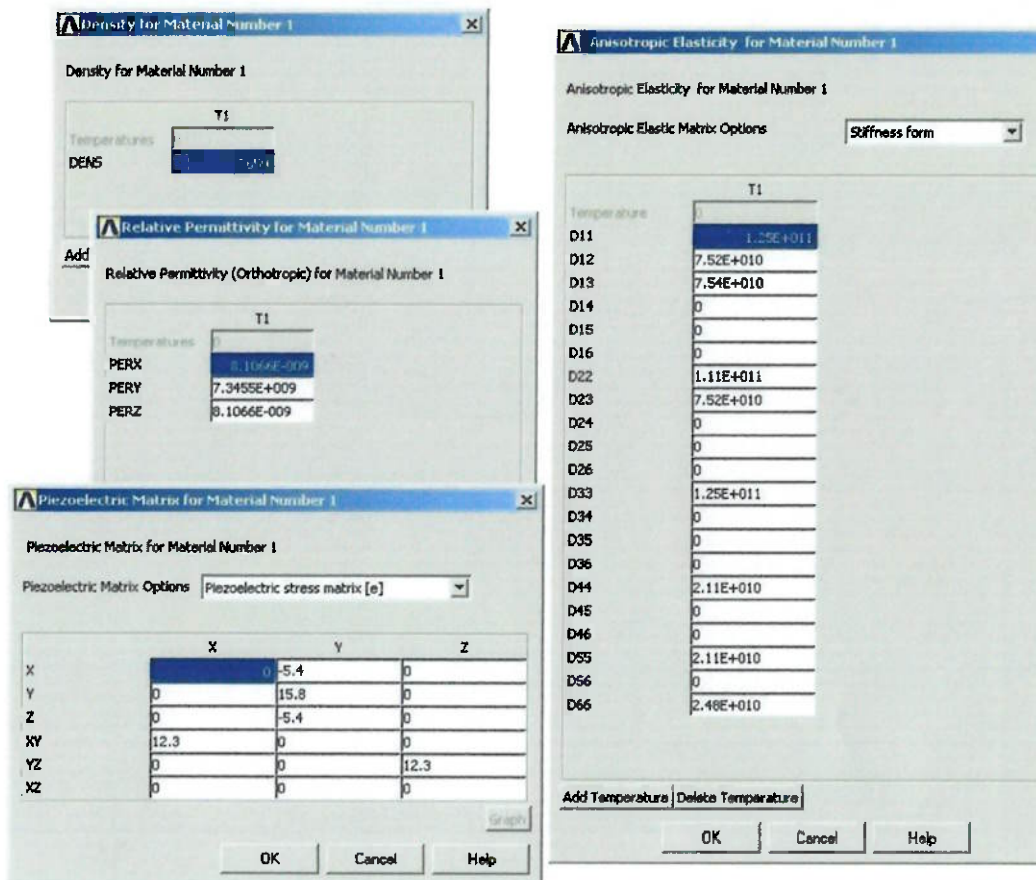


Figura 6.3.2.1.3: Valores para a cerâmica piezelétrica (material 1)

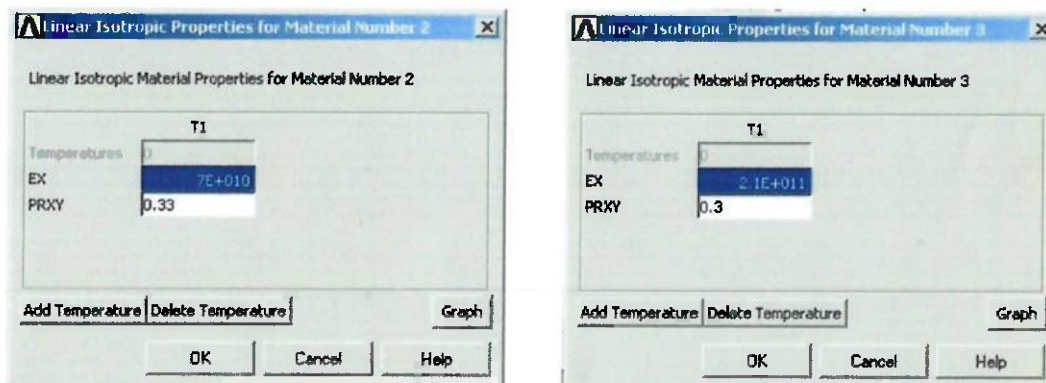


Figura 6.3.2.1.4: Valores para o alumínio (material 2) e aço (material 3)

Por fim, é necessário atribuir as propriedades a cada um dos sólidos. Para isso, usa-se **Preprocessor > Meshing > MeshTool > Element Attributes > Set** e escolhe-se o Tipo de Elemento e o Material para cada sólido. Depois, escolhe-se a opção **Mesh** e seleciona-se o sólido, criando a malha estrutural. Repete-se esse procedimento para os outros sólidos.

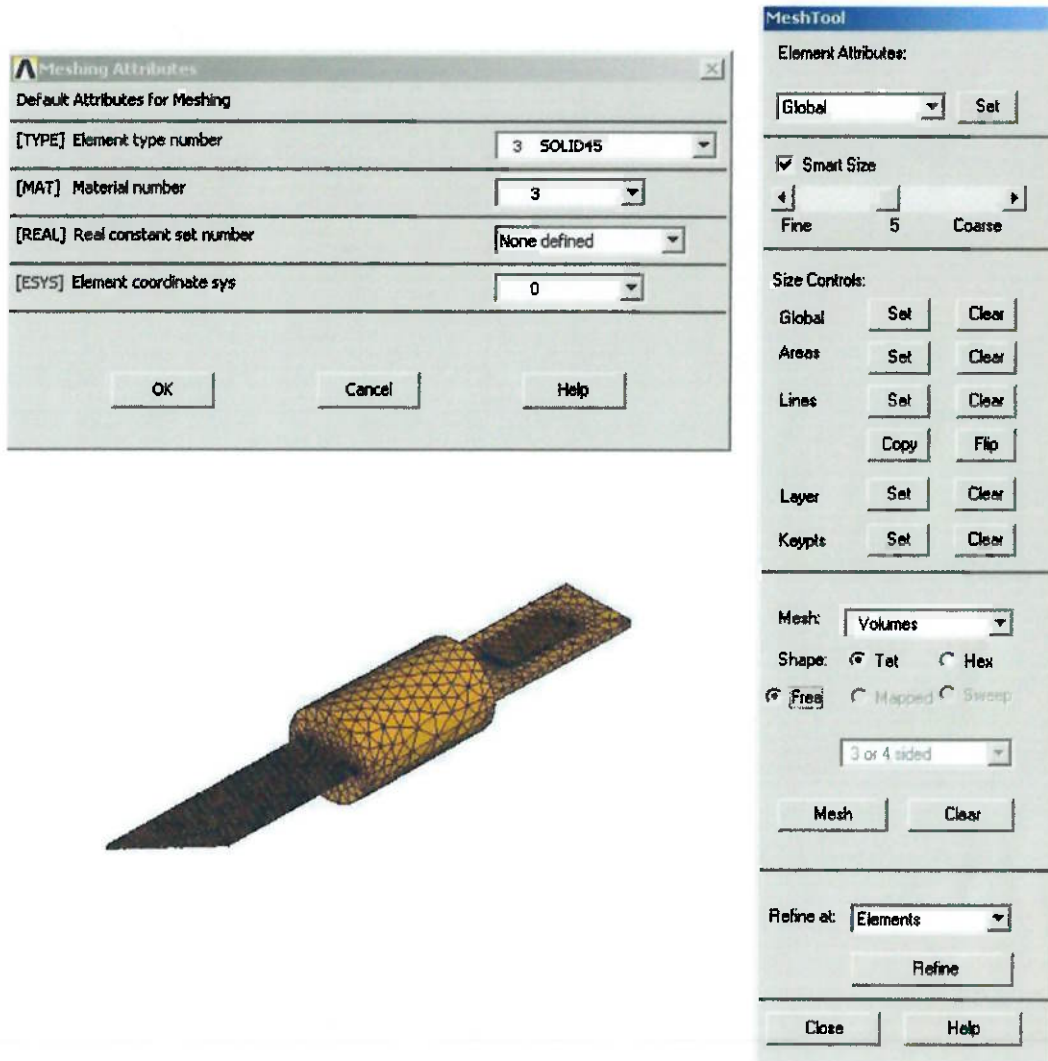


Figura 6.3.2.1.5: Discretização de Elementos

Com relação ao cabo do bisturi, foi feita a hipótese de que este funcionaria como um engaste, desta maneira, não houve a necessidade de discretizá-lo. Com isso, foi possível poupar recursos computacionais e focar na busca de resultados relevantes.

6.3.2.2. Resultados da Discretização

Os resultados obtidos pelas ações descritas acima são apresentados abaixo. Durante a extração das malhas e nós, obtiveram-se outras vistas dos mesmos e estas são apresentadas no Anexo B.

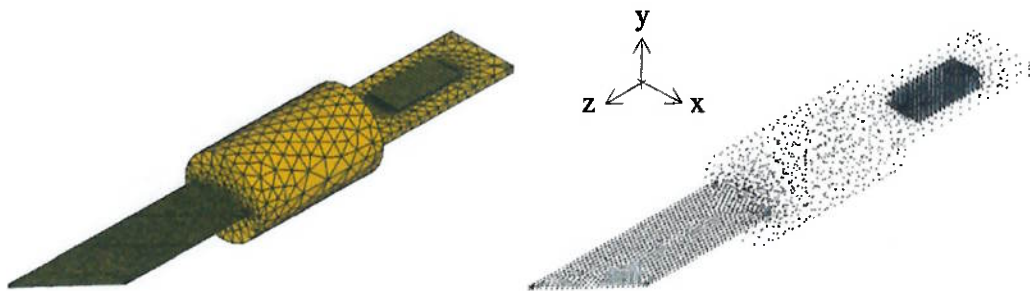


Figura 6.3.2.2.1: Malha Estrutural e Nós do Bisturi Paralelo [v.1.0]

Em ambas as figuras, é possível observar a malha criada e cada um dos nós a partir do qual o programa fará a análise do comportamento da estrutura.

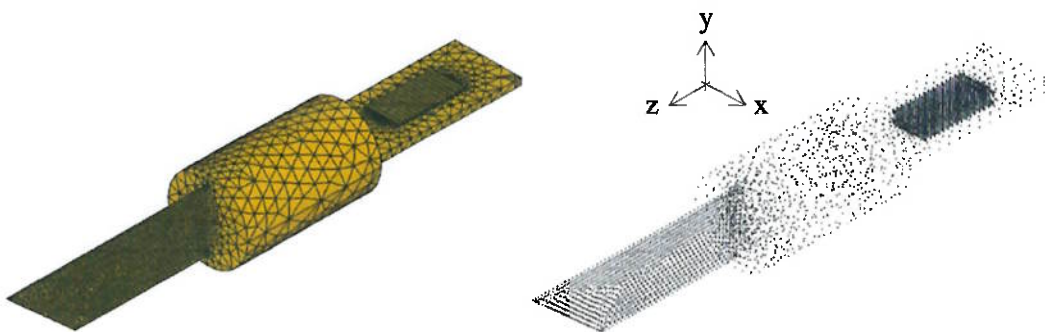


Figura 6.3.2.2.2: Malha Estrutural e Nós do Bisturi Perpendicular [v.1.0]

6.3.3. Análise Modal

6.3.3.1. Passos da Análise Modal

Inicialmente, para obtenção das frequências naturais e modos de vibrar deve ser selecionado o tipo de análise a ser realizada, neste caso uma análise modal. Para isso,

utiliza-se o caminho **Preprocessor > Loads > Analysis Type > New Analysis > Modal** (figura 7.3.3.1.1).

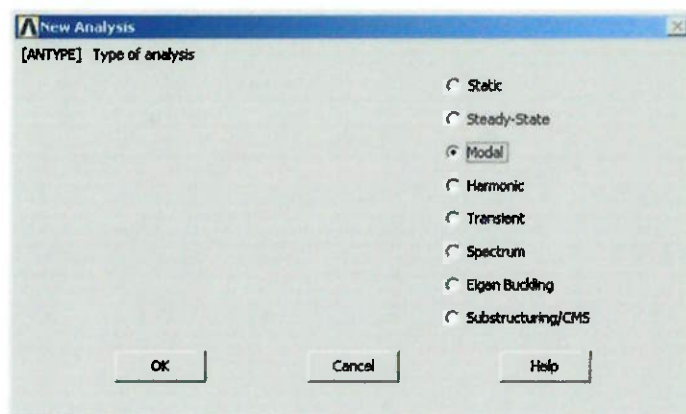


Figura 6.3.3.1.1: Seleção da Análise Modal

Em seguida, é necessário definir as condições de contorno aplicadas na estrutura. Neste trabalho, definiram-se dois tipos de condições de contorno: engastamento e potencial elétrico. O engastamento será aplicado na interface entre a placa plana e o cilindro maior (cabo do bisturi), e o potencial elétrico nulo, em cada uma das faces da cerâmica, como mostrada na figura 6.3.3.1.2.

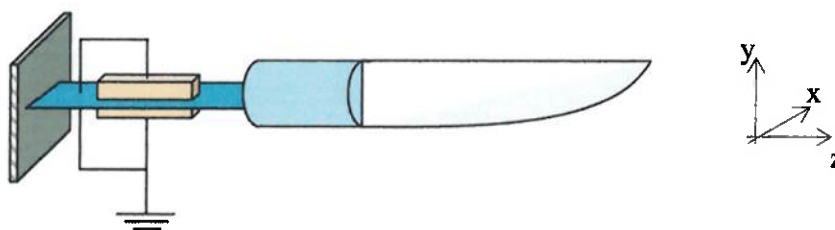


Figura 6.3.3.1.2: Condições de contorno para Análise Modal;

Para aplicar o engastamento na área de interface da placa e do cilindro, deve-se **Preprocessor > Loads > Define Loads > Apply > Structural > Displacement > On Areas**, selecionar a área desejada e escolher **ALL DOF** (figura 6.3.3.1.3).

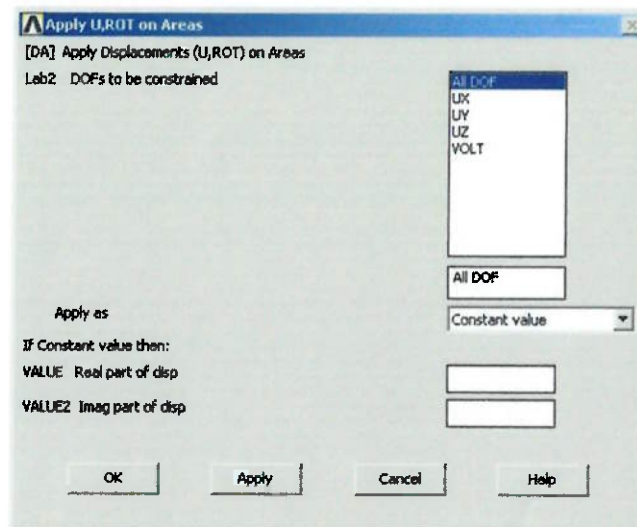


Figura 6.3.3.1.3: Engastamento na Análise Modal

Na análise modal, as faces da cerâmica devem ser aterradas [NELLI SILVA, 1993], pois assim será possível obter as frequências naturais. Assim, para aplicar o potencial elétrico nulo em uma face, deve-se **Preprocessor > Loads > Define Loads > Apply > Electric > Boundary > Voltage > On Areas**, selecionar a face e inserir o valor zero volt. Deve-se repetir a operação para todas as outras faces até todas estarem aterradas, ou seja, valor zero volt (figura 6.3.3.1.4).

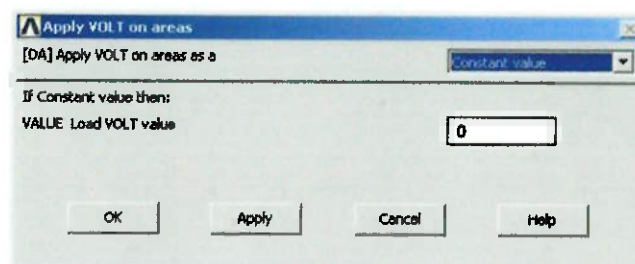


Figura 6.3.3.1.4: Potencial Elétrico na Análise Modal

Deve-se também configurar as opções da análise modal. Para isso, **Preprocessor > Loads > Analysis Type > Analysis Options**, selecionar a opção “Block Lanczos” e inserir a quantidade de modos a serem extraídos (neste caso, 10 modos), e o intervalo de frequências que o programa irá varrer em busca das

freqüências naturais (figura 6.3.3.1.5). Por fim, deve-se iniciar a simulação em **Solution > Solve > Curret LS**

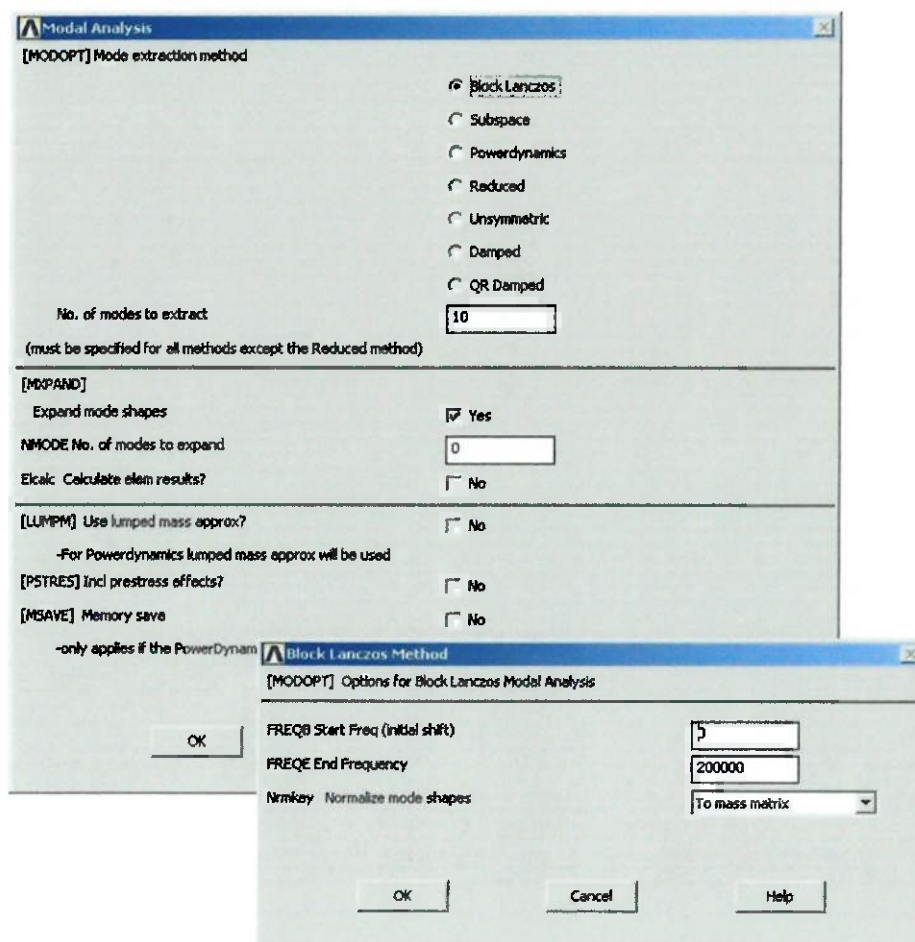


Figura 6.3.3.1.5: Opções da Análise Modal

6.3.3.2. Resultados da Análise Modal

Os resultados obtidos pelas ações descritas acima são apresentados abaixo. As tabelas 6.3.3.2.1 e 6.3.3.2.2 apresentam as freqüências naturais dos Bisturis Paralelo e Perpendicular, respectivamente. As figuras extraídas referentes aos dez primeiros modos de vibrar são apresentadas nos Anexos C1 e C2.

Tabela 6.3.3.2.1: Freqüências Naturais do Bisturi Paralelo

Modo de Vibrar	Freqüência	Modo de Vibrar	Freqüência
1	6,318 kHz	6	111,550 kHz
2	26,610 kHz	7	126,220 kHz
3	41,513 kHz	8	143,590 kHz
4	44,513 kHz	9	243,590 kHz
5	81,039 kHz	10	262,330 kHz

■ Modos Piezelétricos
■ Modos Mecânicos
■ Modos não estudados

Tabela 6.3.3.2.2: Freqüências Naturais do Bisturi Perpendicular

Modo de Vibrar	Freqüência	Modo de Vibrar	Freqüência
1	6,314 kHz	6	111,560 kHz
2	26,609 kHz	7	129,540 kHz
3	41,473 kHz	8	143,630 kHz
4	44,569 kHz	9	243,730 kHz
5	81,042 kHz	10	262,070 kHz

■ Modos Piezelétricos
■ Modos Mecânicos
■ Modos não estudados

Deve-se atentar para o fato de que nem todos os modos de vibrar, obtidos através da análise modal, são piezelétricos, ou seja, existem modos que são apenas mecânicos e que não apresentam resposta ao estímulo de um campo elétrico.

6.3.4. Análise Harmônica

6.3.4.1. Passos da Análise Harmônica

Inicialmente, para sabermos se o modo de vibrar obtido na análise modal é piezelétrico ou mecânico, deve-se selecionar o tipo de análise a ser realizada, neste caso uma análise harmônica. Para isso, utiliza-se o caminho **Preprocessor > Loads > Analysis Type > New Analysis > Harmonic** (figura 6.3.4.1.1).

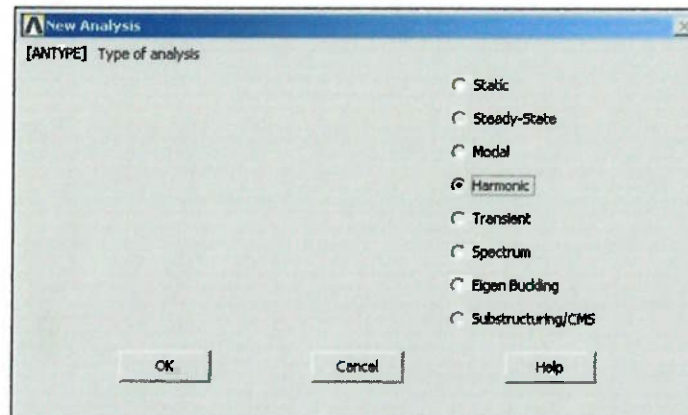


Figura 6.3.4.1.1: Seleção da Análise Harmônica

Em seguida, é necessário definir os carregamentos e condições de contorno aplicados na estrutura, como mostrado na figura 6.3.4.1.2. O engastamento será aplicado na mesma posição em relação à Análise Modal, **Preprocessor > Loads > Define Loads > Apply > Structural > Displacement > On Areas**, selecionar a área desejada e escolher **ALL DOF**.

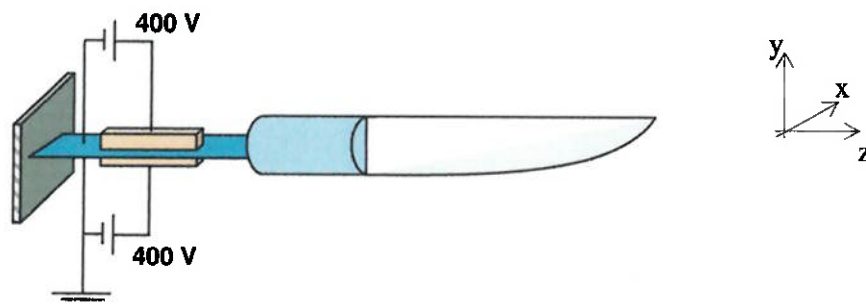


Figura 6.3.4.1.2: Condições de contorno para Análise Harmônica

Na análise harmônica, as faces internas da cerâmica devem ser aterradas e as externas ligadas a um potencial elétrico diferente de zero (neste caso, utilizar-se-á 400 volts). Assim, **Preprocessor > Loads > Define Loads > Apply > Electric > Boundary > Voltage > On Áreas**, selecionar as faces internas e inserir o valor zero volt. Deve-se repetir a operação para as faces externas, aplicando 400 volts. Esses valores devem ser inseridos no campo REAL e zerados no campo IMAGINÁRIO (figura 6.3.4.1.3).

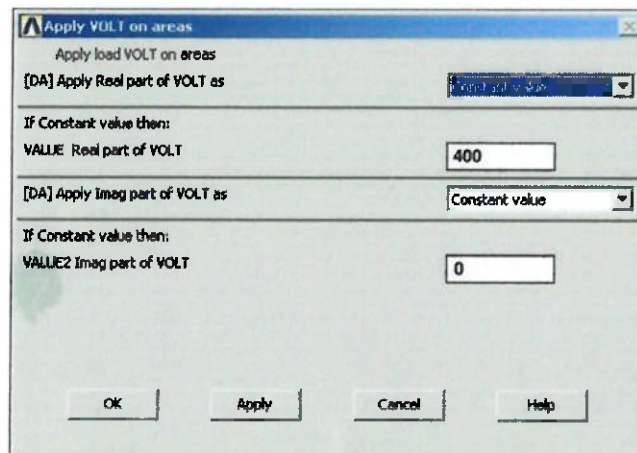


Figura 6.3.4.1.3: Potencial Elétrico na Análise Harmônica

Deve-se também configurar as opções da Análise Harmônica. Para isso, **Solution > Load Step Opts > Time/Frequency > Freq and Substps**, inserir o intervalo de frequências para a análise e a quantidade de *substeps* (número pelo qual o intervalo será dividido, ou seja, número de frequências analisadas), como mostrado na figura 6.3.4.1.4. Por fim, deve-se iniciar a simulação em **Solution > Solve > Curret LS**.

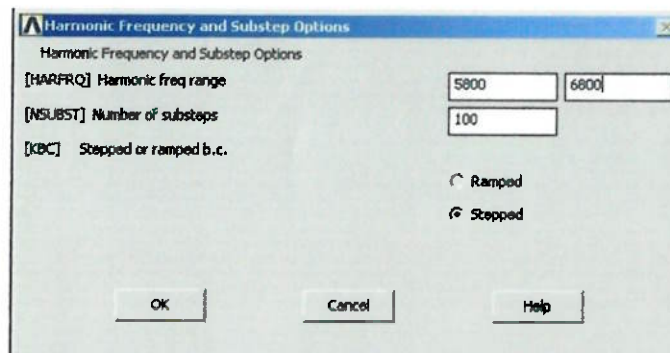


Figura 6.3.4.1.4: Intervalo de Frequências e *Substeps*

6.3.4.2. Resultados da Análise Harmônica

Foram escolhidas e analisadas apenas três das dez frequências de ressonância obtidas, as quais correspondem aos primeiro, segundo e quarto modos. Esta escolha

se baseou no movimento esperado do bisturi, ou seja, modos de vibrar que apresentaram deformações torcionais ou longitudinais não foram estudados. Após a Análise Harmônica, foram extraídas as três curvas de deslocamento da ponta do bisturi nos eixos x, y e z, para cada um dos três modos e cada uma das duas estruturas. Essas curvas foram obtidas em um intervalo de frequência de 1.000 Hz com 100 *substeps*. No caso do gráfico não apresentar a curva correspondente à frequência de ressonância, o modo não é caracterizado como modo de vibrar piezolétrico e, sim, mecânico, o qual não é foco de interesse desse estudo.

Como o intuito deste estudo é analisar o par princípio-estrutura, nota-se que o eixo y torna-se o mais importante, pois é perpendicular a placa plana em ambas as modelagens, ou seja, no eixo y encontra-se o deslocamento proposto pelo princípio de funcionamento selecionado. Assim, as curvas abaixo apresentam apenas o deslocamento da extremidade do bisturi num determinado intervalo de frequência, dentro do qual se encontra a frequência de ressonância daquele modo, no eixo y. As outras curvas, x e z, podem ser encontradas nos Anexos D1 e D2.

6.3.4.2.1. Bisturi Paralelo

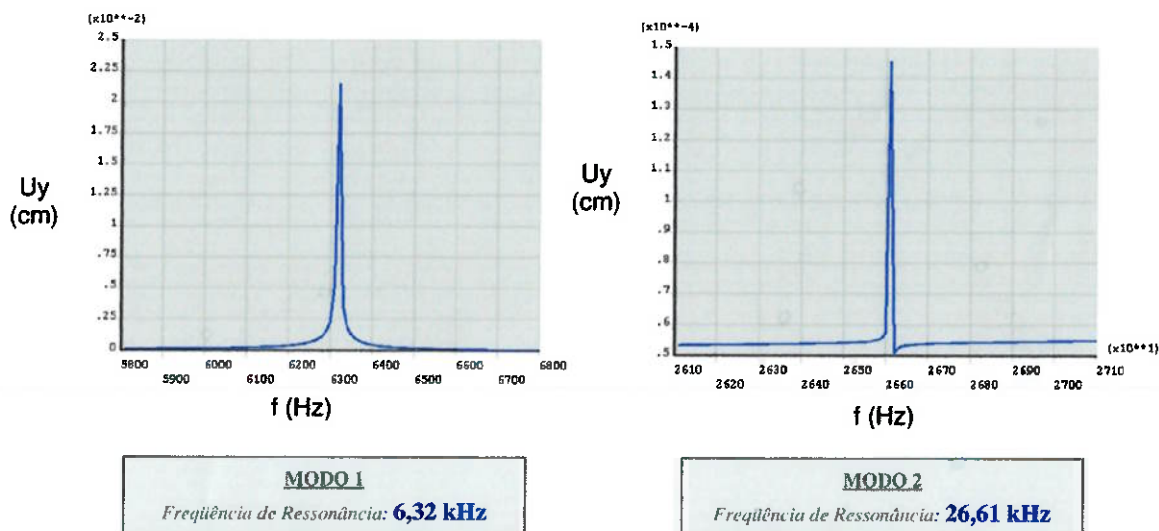
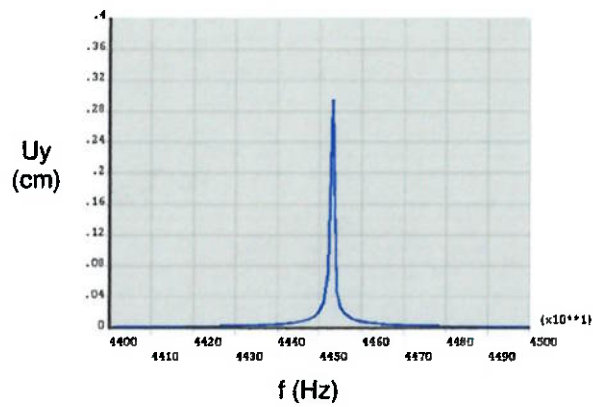


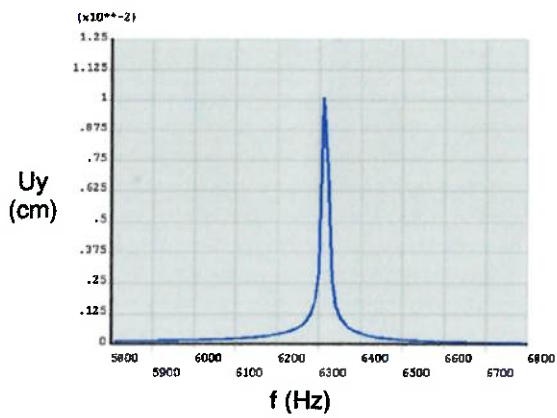
Figura 6.3.4.2.1.1: Deslocamento no eixo Y dos modos 1 e 2



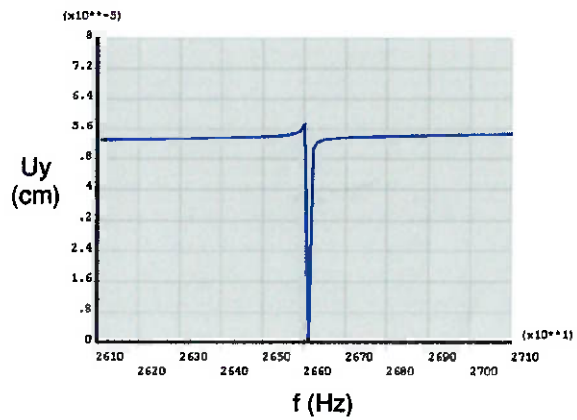
MODO 4
Frequência de Ressonância: 44,53 kHz

Figura 6.3.4.2.1.2: Deslocamento no eixo Y do modo 4

6.3.4.2.2. *Bisturi Perpendicular*



MODO 1
Frequência de Ressonância: 6,31 kHz



MODO 2
Frequência de Ressonância: 26,61 kHz

Figura 6.3.4.2.2.1: Deslocamento no eixo Y dos modos 1 e 2

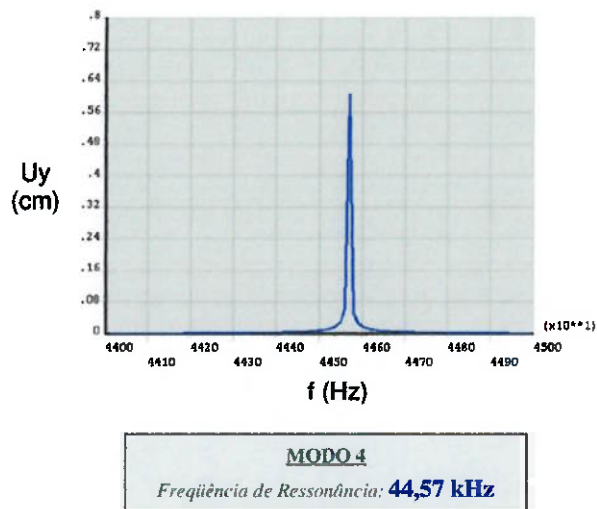


Figura 6.3.4.2.2.2: Deslocamento no eixo Y do modo 4

6.4. Fabricação

As etapas de fabricação dos dois protótipos construídos foram iguais e as dimensões dos protótipos foram estabelecidas de acordo com o que foi simulado, assim como os materiais utilizados. Em todos os protótipos, o cabo do bisturi é e a placa de apoio das cerâmicas piezelétricas são feitos de alumínio. A lâmina é feita de Aço Inoxidável para todos os casos e foi comprada pronta. Abaixo, são apresentados o desenho técnico dos dois protótipos e as dimensões da cerâmica usada:

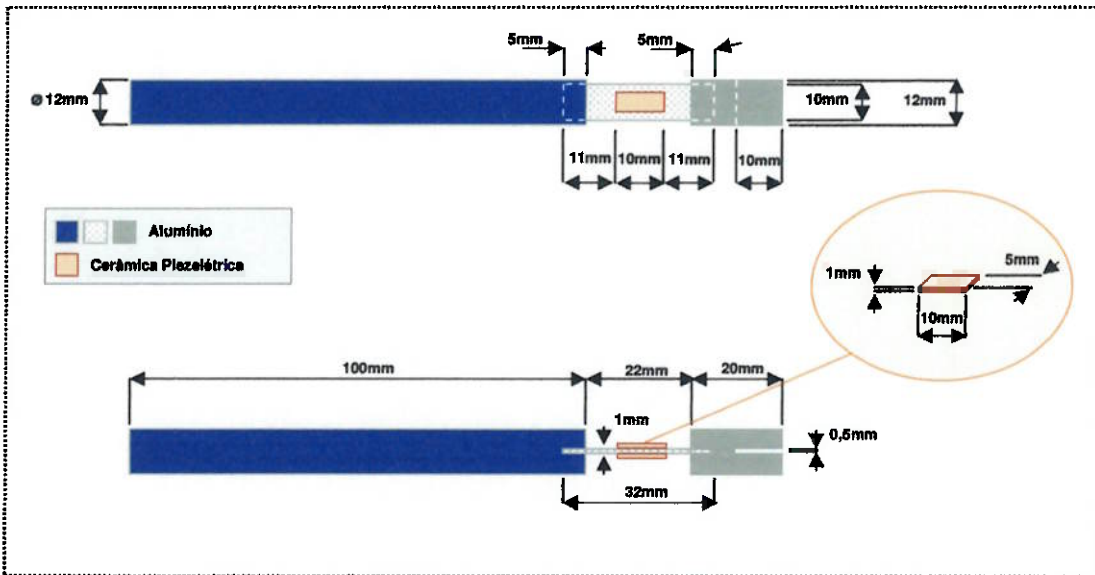


Figura 6.4.1: Desenho Técnico do Bisturi Paralelo [v.1.0]

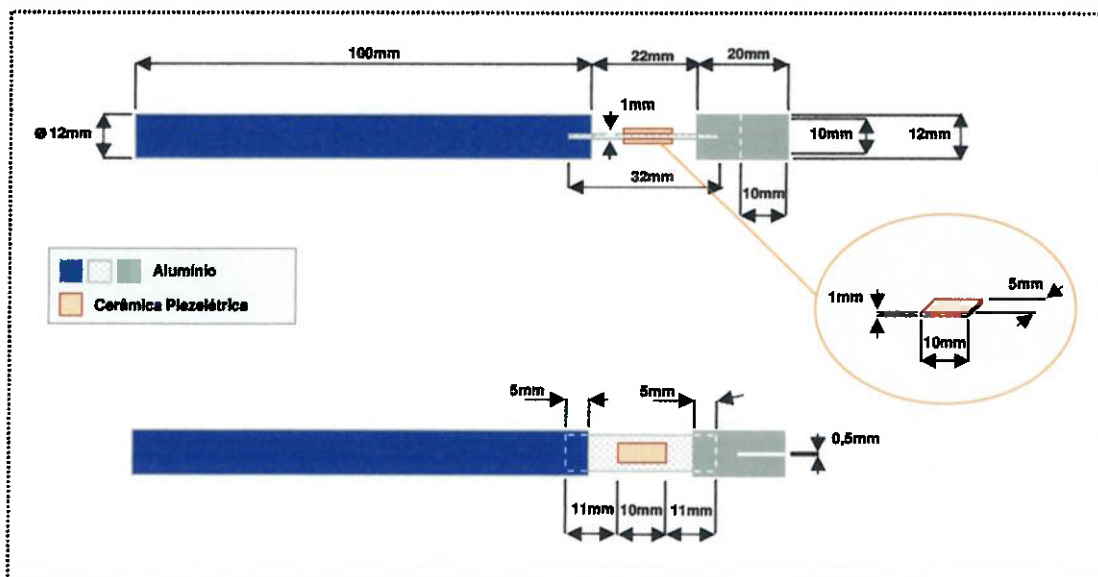


Figura 6.4.2: Desenho Técnico do Bisturi Perpendicular [v.1.0]

6.4.1. Passos da Fabricação

Para a construção desses protótipos, foram realizadas as seguintes etapas:

1. Marcação de todas as dimensões;
2. Construção do cabo:
 - ◆ Foi utilizado um cilindro de alumínio com diâmetro de 12mm, o qual foi cortado em 2 cilindros menores de 100mm cada com a utilização de uma serra.
 - ◆ Após o corte, foi realizado o faceamento das áreas das extremidades.
 - ◆ Para o acoplamento da placa com o cabo, foi feito um rasgo de 5mm de profundidade, em uma das extremidades com a utilização de uma serra.
3. Construção da Placa Intermediária:
 - ◆ Para cortar a placa de alumínio em várias de dimensões menores, foi utilizada a guilhotina.
4. Construção dos Acoplamentos:
 - ◆ Para os acoplamentos de alumínio, foi utilizado o mesmo cilindro do cabo, com diâmetro de 12mm, no entanto, foram cortados, com a utilização de uma serra, dois cilindros menores com comprimento de 20mm. Na seção transversal que estaria em contato com a placa plana, foi feito um rasgo de 5mm de profundidade em uma extremidade; na outra seção, foi feito um rasgo de 10mm de profundidade, onde seria fixada a lâmina (em um dos acoplamentos os dois rasgos são paralelos; no outro, eles são perpendiculares).
5. Cerâmicas:
 - ◆ As cerâmicas foram cortadas com a ajuda de um estilete próprio e fixadas na placa de alumínio com a ajuda de adesivo epóxi;
 - ◆ Foram utilizados dois fios de cobre responsáveis pela alimentação da cerâmica. Um deles foi fixado na placa plana, em curto com as faces

internas da cerâmica, e o outro foi fixado em uma das faces externas, a qual foi ligada, posteriormente, a outra face externa.

6. Montagem e fixação das partes:

- ◆ A placa foi encaixada no cabo introduzindo-a no rasgo de 5mm feito em uma das extremidades. Para a total fixação, foi utilizado Araldite®.
- ◆ A placa foi encaixada no acoplamento introduzindo-a no rasgo de 5 mm feito em uma das extremidades. Para a total fixação, foi utilizado araldite.
- ◆ A lâmina foi encaixada no rasgo de 10mm e fixada com Araldite®.

6.4.2. Resultados da Fabricação



Figura 6.4.2.1: Protótipo do Bisturi Paralelo [v.1.0]



Figura 6.4.2.2: Protótipo do Bisturi Perpendicular [v.1.0]

6.5. Testes dos Protótipos

Inicialmente, foi necessário identificar as frequências naturais de cada uma das estruturas com um Impedômetro. Para isso, os dois conectores do Impedômetro foram ligados aos conectores das cerâmicas piezelétricas: um deles na placa plana, em contato com as faces internas, e o outro nas faces externas. Com o Impedômetro em funcionamento, foi possível observar, em um intervalo de frequências de 0 a 200 kHz, os picos formados pelas frequências naturais e suas respectivas impedâncias para os dois protótipos (ver tabela 6.5.1). A comparação entre os resultados do impedômetro e os resultados da análise modal está exposta no item 6.6.

Tabela 6.5.1: Resultados do Impedômetro

BISTURI PARALELO		BISTURI PERPENDICULAR	
Freqüências	Impedâncias	Freqüências	Impedâncias
6,859 kHz	4.000 Ω	6,711 kHz	4.900 Ω
43,860 kHz	591 Ω	41,641 kHz	805 Ω
53,860 kHz	511 Ω	55,794 kHz	563 Ω
-	-	64,535 kHz	496 Ω
-	-	71,778 kHz	486 Ω
81,268 kHz	408 Ω	83,266 kHz	429 Ω

Tabela 6.5.2: Resultados da Análise Modais

BISTURI PARALELO		BISTURI PERPENDICULAR	
Modo de Vibrar	Freqüência	Modo de Vibrar	Freqüência
1	6,318 kHz	1	6,314 kHz
2	26,610 kHz	2	26,609 kHz
3	41,513 kHz	3	41,473 kHz
4	44,513 kHz	4	44,569 kHz
5	81,039 kHz	5	81,042 kHz
6	111,550 kHz	6	111,560 kHz
7	126,220 kHz	7	129,540 kHz
8	143,590 kHz	8	143,630 kHz
9	243,590 kHz	9	243,730 kHz
10	262,330 kHz	10	262,070 kHz

■	Modos Piezelétricos
■	Modos Mecânicos
■	Modos não estudados

Posteriormente, com os valores de freqüência encontrados, iniciou-se o teste prático. Para gerar estes valores, utilizou-se um Gerador de Função Agilent 33250A, o qual trabalhava com voltagens até 10 Vpp e freqüências até 80 MHz. Como os bisturis foram simulados aplicando-se uma diferença de potencial de 400Vpp, foi necessário acoplar um Amplificador de Sinal (Amplifier Research 150A100A; faixa de freqüências de 10kHz a 100MHz) na saída do Gerador de função (ver figura 6.5.1). Dessa maneira,

foi possível testar cada um dos protótipos em intervalos de tensão de 0 a 400 Vpp, e frequências de 10 kHz a 200 kHz.

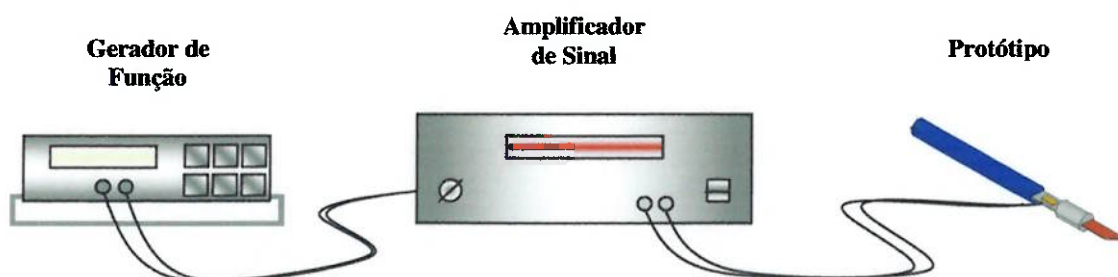


Figura 6.5.1: Equipamentos utilizados no Teste

Para evitar ao máximo a interferência humana nos testes, o cabo do bisturi foi preso a uma morsa. Este foi preso de maneira a simular o modelo proposto, ou seja, um engaste na junção do cabo com a placa plana. Feito isso, colocou-se um pouco de pó branco (Expancel – material disponível no laboratório) na ponta da lâmina, para facilitar a visualização dos efeitos da vibração. Ou seja, se as partículas do pó se mexessem, nas faixas de frequência encontradas, significava que a lâmina, mesmo com amplitudes visualmente imperceptíveis, estava respondendo da maneira esperada.

Somente após essa verificação, foram feitos os testes de corte, os quais consistiam em verificar se o bisturi, dentro das faixas de frequência propostas, apresentava melhorias no corte de superfícies diferentes.

O procedimento acima foi realizado para os dois protótipos construídos, o paralelo e o perpendicular.

Deve-se atentar para o fato de que as frequências de ressonância extraídas da simulação foram obtidas através de um modelo computacional que não levou em consideração a carga aplicada na extremidade da lâmina (durante o corte) e nem a variação de temperatura da cerâmica piezelétrica (devido a aplicação do sinal elétrico por tempo prolongado). Durante os testes, ambos os efeitos ocorrem, o que faz com que os valores das frequências naturais se alterem. Devido a isso, durante os testes, é necessário definir um intervalo de frequências que englobe a frequência de ressonância encontrada, para que seja possível obter o resultado desejado.

6.6. Discussão dos Resultados

Como dito anteriormente, os testes foram realizados para ambos os protótipos propostos.

Primeiramente, deve-se verificar que os valores obtidos com o impedômetro (Tabela 6.5.1) foram muito próximos dos valores obtidos na análise modal (Tabela 6.5.2), ou seja, os resultados da simulação deveriam, também, ser muito próximos no momento dos testes.

Na etapa de verificação das faixas de frequência, percebeu-se que os protótipos não apresentavam a resposta esperada.

Percebeu-se que os valores de frequência encontrados eram bastante instáveis, ou seja, os valores que apresentavam alguma resposta concreta nem sempre se repetiam. Além disso, não necessariamente a frequência apontada pelo impedômetro era a que apresentava resultados no teste prático. Por isso, foram testadas faixas de frequência que englobavam este valor. Estas diferenças se deram em parte devido a variação de temperatura e existência da carga na extremidade do bisturi, pontos que não foram previstos no impedômetro.

Mesmo não se obtendo resultados concretos na etapa de verificação, foi iniciada a etapa de testes de corte. Isso foi feito, porque a ausência de resultados visualmente perceptíveis, não significava que o bisturi não estava respondendo ao estímulo do gerador de função. Porém, da mesma maneira, não foi possível perceber melhoria no corte ou qualquer alteração.

Dessa maneira, como os resultados não foram conclusivos, decidiu-se apontar possíveis erros de projeto, que, caso fossem eliminados, facilitariam a percepção das respostas esperadas. Os possíveis erros apontados no projeto foram:

- ◆ Acoplamento de alumínio: como o acoplamento ficava entre a placa de alumínio que continha a cerâmica e a lâmina do bisturi, existia a possibilidade de este funcionar indevidamente como um engaste. Além disso, devido ao alto valor de sua inércia, relativamente à placa plana e à lâmina, havia a

possibilidade de que a resposta gerada pela cerâmica seria insuficiente para vibrá-lo, reduzindo, assim, a transmissão do sinal para a ponta da lâmina.

- ◆ **Material Adesivo:** o material utilizado para a fixação da placa plana com o acoplamento e do acoplamento com a lâmina de bisturi foi a Araldite®. Este material estaria indevidamente absorvendo a vibração gerada pela cerâmica.
- ◆ **Tamanho da cerâmica:** a cerâmica utilizada não abrangia a maior área possível da placa plana, o que, possivelmente, estaria gerando um sinal inferior ao necessário para mover a lâmina.
- ◆ **Adesivo Epóxi:** o adesivo epóxi utilizado para fixar o fio de cobre a cerâmica, e a cerâmica à placa plana estaria causando mau contato entre as partes.

Com os possíveis erros devidamente listados, foi necessário identificar quais deles eram de fato interferências na obtenção das respostas esperadas. Apesar de todas as possibilidades acima apresentadas, deve-se lembrar que ambos os protótipos foram simulados considerando-se o acoplamento de alumínio (cilindro menor) e o tamanho da cerâmica, e os resultados obtidos ficaram dentro do esperado.

Portanto, levantou-se a possibilidade de que o material adesivo utilizado para fixar a lâmina e a placa plana no acoplamento, e o adesivo Epóxi utilizado para fixação da cerâmica seriam as principais causas dos erros encontrados nos testes práticos.

7. REPROJETO DO PROTÓTIPO

Devido aos resultados obtidos com os primeiros testes, novos protótipos foram propostos e construídos. Estes seguem o mesmo padrão dos anteriores, porém com algumas modificações, as quais têm o objetivo de anular ou reduzir os erros apontados nos testes. Apesar de se acreditar que o material adesivo e o adesivo Epóxi eram as principais causas dos erros, decidiu-se reduzir ao máximo a possibilidade de interferência dos outros erros apresentados, ou seja, foram propostas melhorias para o acoplamento de alumínio e para a cerâmica piezolétrica. Assim sendo, uma nova etapa de análise dos modelos, estruturas e protótipos tornou-se necessária.

7.1. Manutenção do Par Princípio-Estrutura

Assim como na primeira etapa de desenvolvimento de protótipo, escolheu-se por manter a utilização de apenas um dos princípios, o Fletor Composto (ver item 5.1). A escolha deste princípio foi feita devido ao fato de não existirem indícios que comprovassem sua ineficiência.

Além disso, devido à necessidade de se trabalhar com materiais já disponíveis para a construção, decidiu-se manter a maioria das características construtivas (baixo custo, facilidade de fabricação, etc).

7.2. Mudanças no Esboço da Estrutura

Com o conhecimento dos problemas encontrados, foram elaboradas duas novas estruturas que utilizam o mesmo conceito, ambas apresentadas abaixo.

7.2.1. Bisturi Perpendicular [v.2.0]

A primeira nova estrutura é formada por um cilindro e uma placa plana retangular de pequena espessura, na qual são fixadas as duas cerâmicas e a lâmina de bisturi, como mostrado na figura 7.2.1.1. O foco dessa estrutura é estudar o deslocamento e

ação da cerâmica piezelétrica na direção do corte do bisturi. Além disso, as duas cerâmicas desta versão têm dimensões maiores, com relação ao protótipo anterior.

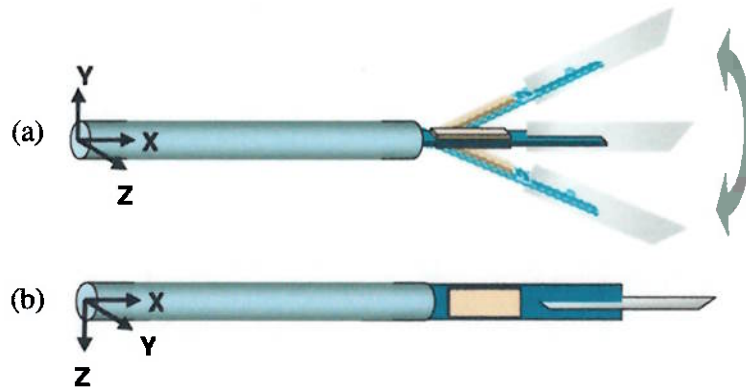


Figura 7.2.1.1: Bisturi Perpendicular [v.2.0.]

(a) vista lateral; (b) vista superior;

Como anteriormente, as faces externas da cerâmica foram conectadas a um potencial diferente da placa plana e, conseqüentemente, das faces internas da cerâmica.

7.2.2. Bisturi Paralelo [v.2.0]

A segunda nova estrutura também é formada por um cilindro e uma placa plana retangular de espessura pequena, na qual são fixadas as duas cerâmicas e a lâmina de bisturi, como mostrado na figura 7.2.2.1. O foco dessa estrutura é estudar o deslocamento e ação da cerâmica piezelétrica na direção paralela ao corte do bisturi. Além disso, as duas cerâmicas desta versão têm dimensões maiores, com relação ao protótipo anterior.

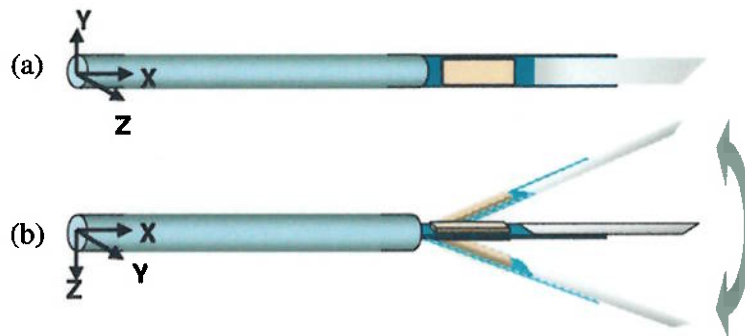


Figura 7.2.2.1: Bisturi Paralelo [v.2.0]

(a) vista lateral; (b) vista superior;

Assim, como no modelo perpendicular anterior, as faces externas da cerâmica foram conectadas a um potencial diferente da placa plana e, conseqüentemente, das faces internas da cerâmica.

7.3. Simulação

Da mesma maneira que a versão anterior utilizou-se o ANSYS® 10 para a obtenção dos modos de vibrar e freqüências de ressonância. Isso foi feito devido ao fato do software utilizado não ter relação com as diferenças encontradas entre a simulação e os testes práticos. Assim, as etapas realizadas na simulação foram as mesmas, assim como cada passo importante e as informações extraídas ao final da etapa.

7.3.1. Mudanças na Modelagem da Estrutura

A modelagem dos novos protótipos utiliza basicamente os mesmos passos. As primeiras diferenças são a ausência do cilindro menor, o alongamento da placa na qual é fixada a cerâmica e a redução no diâmetro do cilindro maior (cabo) de 12mm para 10mm. Além disso, há a utilização de parafusos para fixação da lâmina no modelo paralelo e a utilização de 4 elementos de fixação no bisturi perpendicular. Essas novas estruturas serão explicadas mais detalhadamente a frente.

7.3.1.1. Resultados do Novo Protótipo

Os resultados obtidos são apresentados abaixo. Assim como anteriormente, durante a extração dos modelos computacionais, obtiveram-se outras vistas dos mesmos e estas são apresentadas nos Anexos E1 e E2.

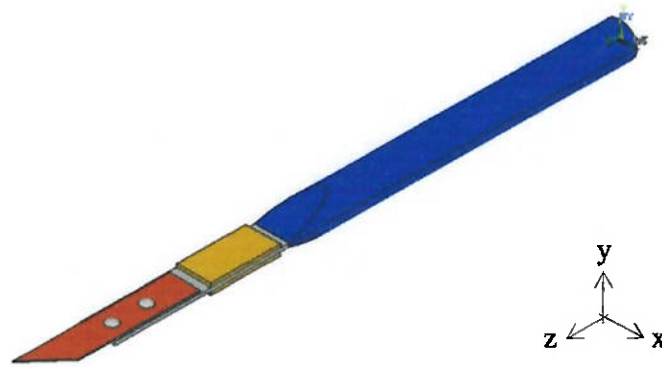


Figura 7.3.1.1.1: Modelagem do Bisturi Paralelo [v.2.0]

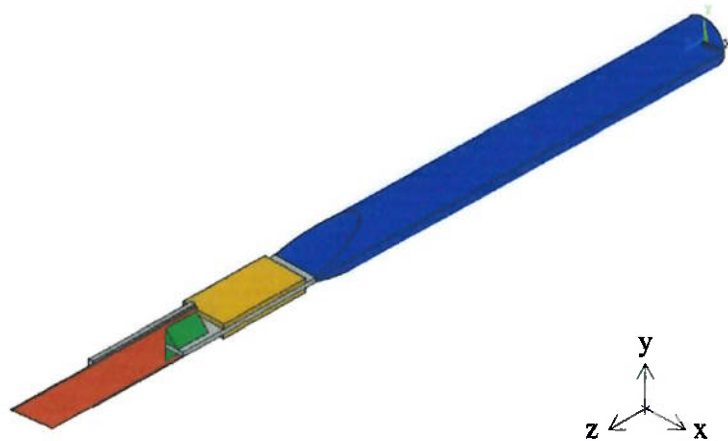


Figura 7.3.1.1.2: Modelagem do Bisturi Perpendicular [v.2.0]

7.3.2. Mudanças na Discretização do Modelo

Uma das diferenças encontradas na nova discretização em relação a anterior é a presença de elementos de fixação (sejam os dois parafusos no modelo paralelo ou os

quatro elementos triangulares no perpendicular). Esses elementos foram discretizados utilizando as mesmas propriedades e tipo de elemento da placa plana, ou seja:

Tabela 7.3.2.1: Relação Material x Tipo de Elemento

Material	Sólidos	Tipo de Elemento
Alumínio	Placa Plana e Parafusos ou Elementos Triangulares	SOLID 45
Aço	Lâmina de Bisturi	SOLID 45
Cerâmica	Elemento Piezelétrico	SOLID 5

Além disso, os Tipos de Elementos e Propriedades dos Materiais permaneceram iguais aos valores usados nos protótipos anteriores. Com relação ao cabo do bisturi, manteve-se a hipótese de que este funcionaria como um engaste, desta maneira, não houve a necessidade de discretizá-lo. Com isso, foi possível poupar recursos computacionais e focar na busca de resultados relevantes.

7.3.2.1. Resultados da Discretização do Novo Protótipo

Os resultados obtidos são apresentados abaixo. Conforme a versão anterior, durante a extração das malhas e nós, obtiveram-se outras vistas dos mesmos e estas são apresentadas no Anexo F.

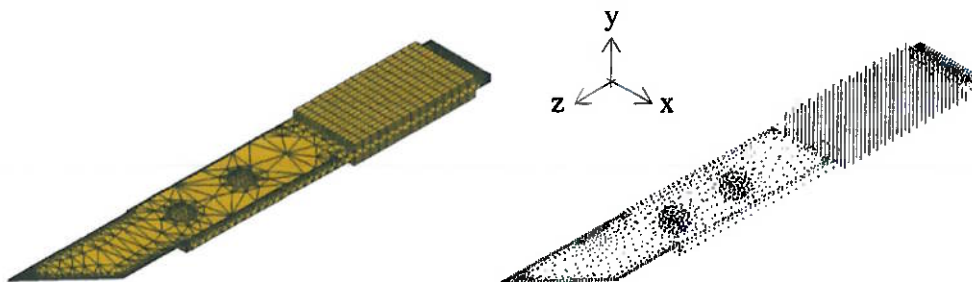


Figura 7.3.2.1.1: Malha Estrutural e Nós do Bisturi Paralelo [v.2.0]

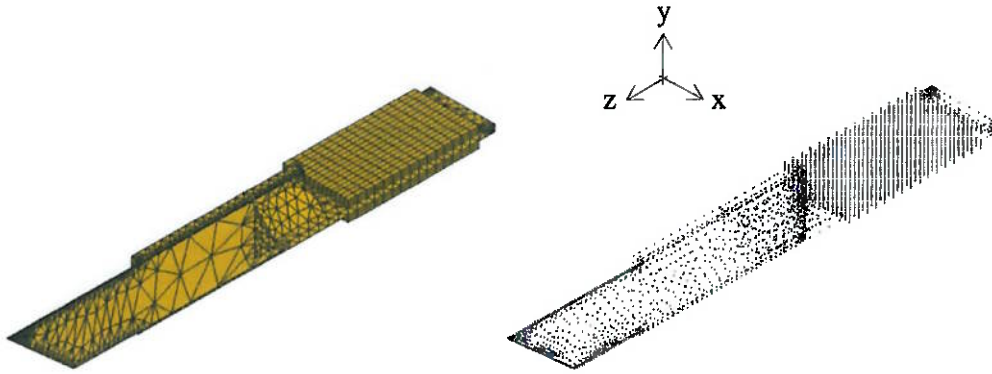


Figura 7.3.2.1.2: Malha Estrutural e Nós do Bisturi Perpendicular [v.2.0]

7.3.3. Mudanças na Análise Modal

Não houve nenhuma alteração nos passos de realização da análise modal.

7.3.3.1 Resultados da Análise Modal do Novo Protótipo

Os resultados obtidos são apresentados abaixo. As tabelas 7.3.3.1.1 e 7.3.3.1.2 apresentam as frequências naturais dos Bisturis Paralelo e Perpendicular, respectivamente. Assim como anteriormente, as figuras extraídas dos dez primeiros modos de vibrar são apresentadas nos Anexos G1 e G2.

Tabela 7.3.3.1.1: Frequências Naturais do Bisturi Paralelo

Modo de Vibrar	Frequência	Modo de Vibrar	Frequência
1	1,546 kHz	6	35,577 kHz
2	7,881 kHz	7	39,196 kHz
3	11,498 kHz	8	47,003 kHz
4	17,197 kHz	9	73,045 kHz
5	33,577 kHz	10	78,987 kHz

■	Modos Piezelétricos
■	Modos Mecânicos
■	Modos não estudados

Tabela 7.3.3.1.2: Freqüências Naturais do Bisturi Perpendicular

Modo de Vibrar	Freqüência	Modo de Vibrar	Freqüência
1	1,938 kHz	6	35,298 kHz
2	7,956 kHz	7	40,536 kHz
3	12,111 kHz	8	48,732 kHz
4	17,894 kHz	9	74,411 kHz
5	33,783 kHz	10	79,026 kHz

Modos Mecânicos

Deve-se atentar, novamente, para o fato de que nem todos os modos de vibrar, obtidos através da análise modal, são piezelétricos, ou seja, existem modos que são apenas mecânicos e que não apresentam resposta ao estímulo de um campo elétrico.

7.3.4. Mudanças na Análise Harmônica

Não houve nenhuma alteração nos passos de realização da análise harmônica.

7.3.4.1. Resultados da Análise Harmônica do Novo Protótipo

Diferentemente dos protótipos anteriores, foram escolhidas e analisadas seis das dez freqüências de ressonância, os primeiro, segundo, quarto, quinto, sexto e oitavo modos. Modos de vibrar que apresentaram deformações torcionais ou longitudinais também não foram estudados. Seguindo o procedimento anterior, foram extraídas as três curvas de deslocamento da ponta do bisturi nos eixos x, y e z, para cada um dos seis modos e cada uma das duas estruturas. Essas curvas foram obtidas em um intervalo de freqüência de 1.000 Hz com 100 *substeps*.

A partir dessas curvas foi possível verificar que os modos 2 e 5 do bisturi paralelo e o modo 2 do perpendicular não eram modos piezelétricos.

Da mesma maneira, as curvas abaixo apresentam apenas o deslocamento da extremidade do bisturi num determinado intervalo de freqüência, dentro do qual se

encontra a frequência de ressonância daquele modo, no eixo y. As outras curvas, x e z podem ser encontrados nos Anexos H1 e H2.

7.3.4.1.1 Bisturi Paralelo

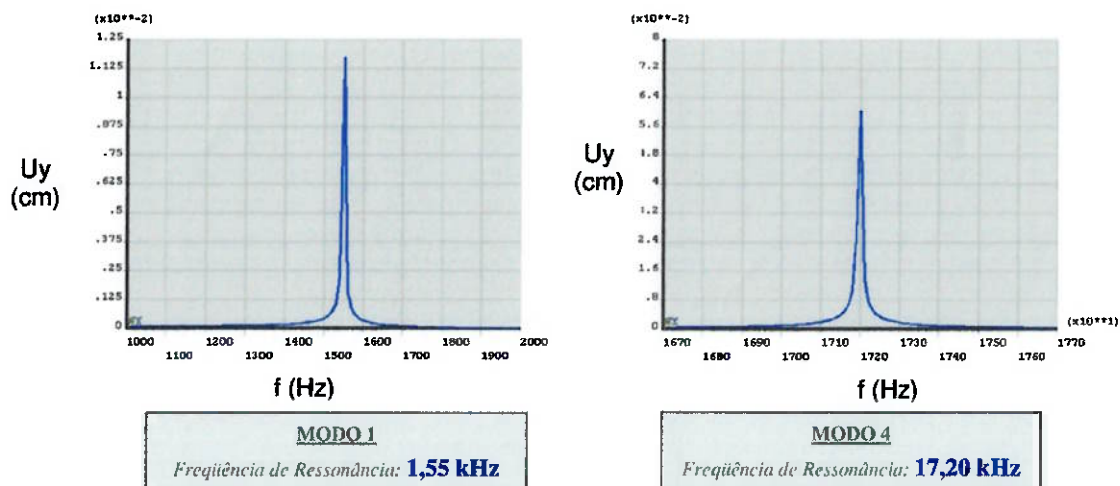


Figura 7.3.4.1.1.1: Deslocamento no eixo Y dos modos 1 e 4

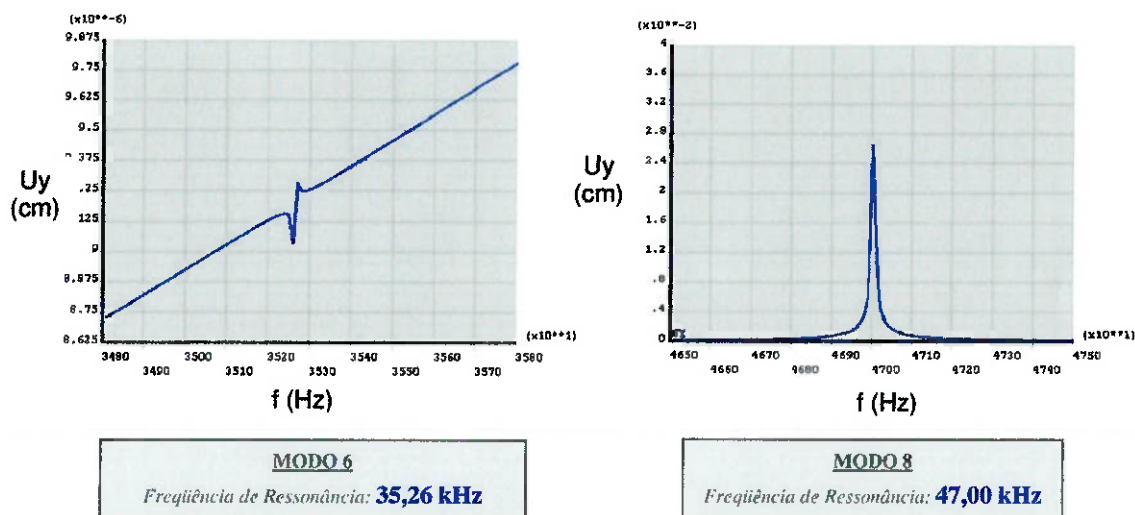


Figura 7.3.4.1.1.2: Deslocamento no eixo Y dos modos 6 e 8

7.3.4.1.2. Bisturi Perpendicular

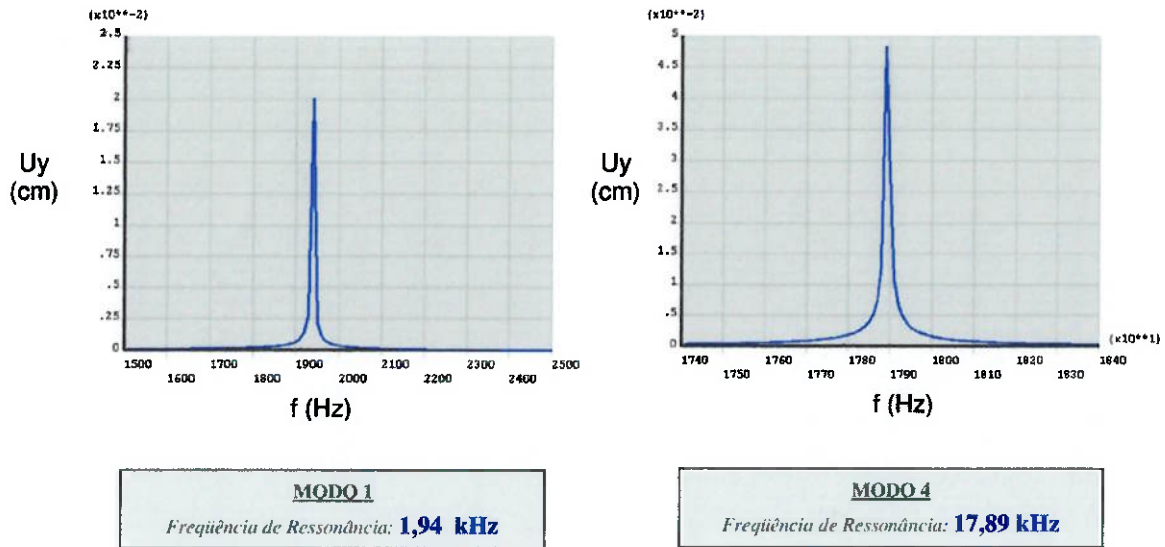


Figura 7.3.4.1.2.1: Deslocamento no eixo Y dos modos 1 e 4

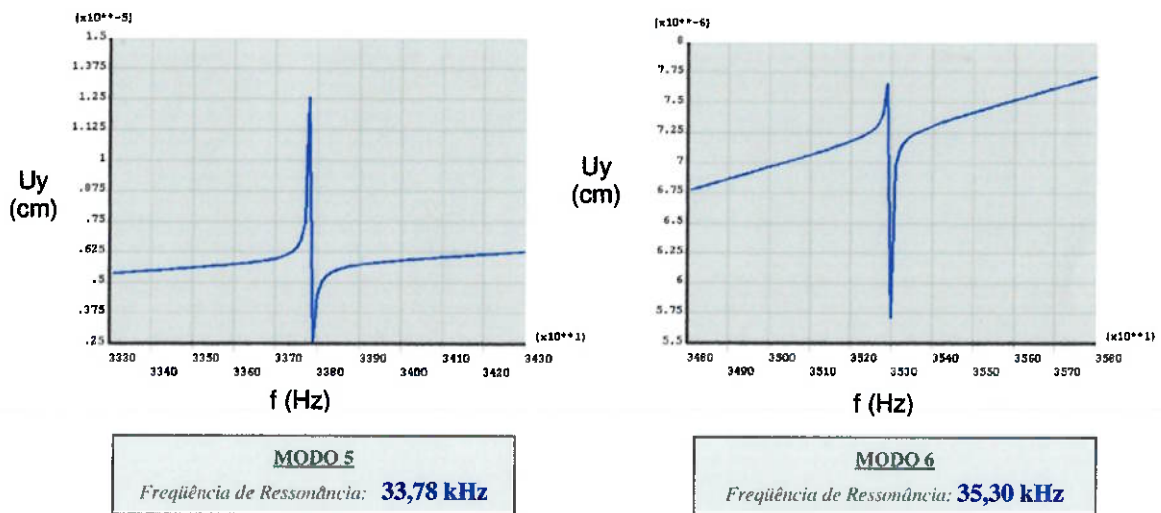


Figura 7.3.4.1.2.2: Deslocamento no eixo Y dos modos 5 e 6

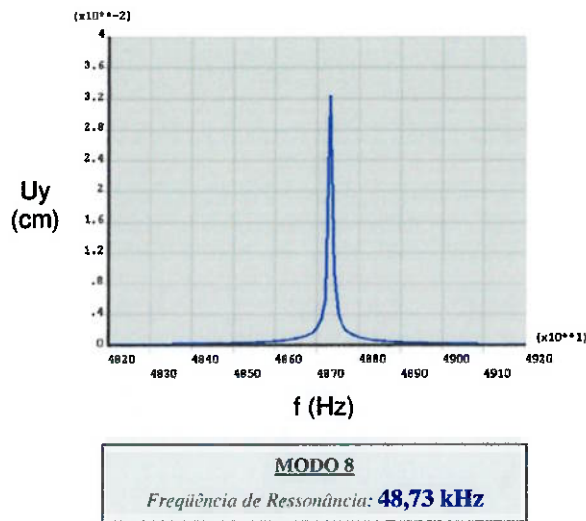


Figura 7.3.4.1.2.3: Deslocamento no eixo Y do modo 8

7.4. Mudanças na Fabricação

Diferentemente dos protótipos anteriores, um único protótipo foi fabricado, o Bisturi Paralelo, já que no caso de um resultado positivo desse novo protótipo, pode-se considerar que outros, provenientes do mesmo princípio de funcionamento, também obterão sucesso.

O cabo do bisturi ainda é feito de alumínio, porém o diâmetro foi reduzido em 2 mm. As dimensões da placa e das cerâmicas foram aumentadas e a lâmina permaneceu a mesma. Abaixo, é apresentado o desenho técnico do protótipo e as dimensões da cerâmica usada:

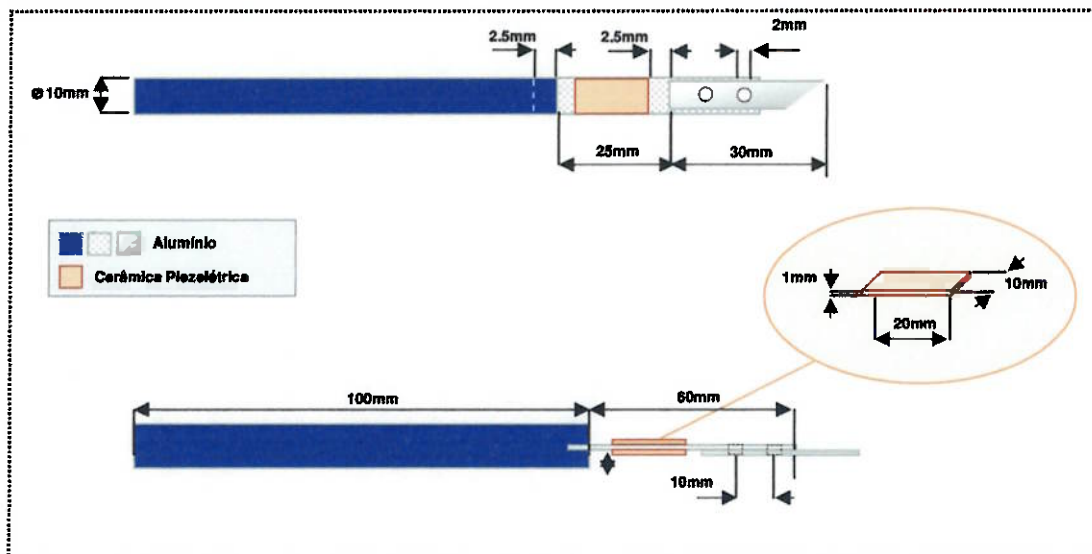


Figura 7.4.1: Desenho Técnico do Bisturi Paralelo [v.2.0]

7.4.1. Passos da Fabricação do Novo Protótipo

Para a construção deste protótipo, foram realizadas as seguintes etapas:

1. Marcação de todas as dimensões;
2. Construção do cabo:
 - ◆ Foi utilizado um cilindro de alumínio com diâmetro de 12mm, a partir do qual se obteve um cilindro de 100mm de comprimento. Para isto, foi utilizado uma serra.
 - ◆ Após o corte, foi realizado o torneamento do cilindro para reduzir seu diâmetro em 2mm.
 - ◆ Para o acoplamento da placa com o cabo, foi feito um rasgo de 5mm de profundidade, em uma das extremidades com a utilização de uma serra.
3. Construção da Placa Plana:
 - ◆ Para cortar a placa de alumínio em várias de dimensões menores, foi utilizada a guilhotina.

- ◆ Foram feitos dois furos de 3mm de diâmetro e distância de 10mm entre os centros em uma das extremidades da placa.
4. Cerâmicas:
- ◆ As cerâmicas foram cortadas com a ajuda de um estilete próprio e fixadas na placa de alumínio com a ajuda de adesivo epóxi;
 - ◆ Nelas foram fixados cabos de cobre para excitação elétrica através de soldagem controlada à temperatura constante de 330°C.
5. Montagem e fixação das partes:
- ◆ A placa foi encaixada no cabo introduzindo-a no rasgo de 5mm feito em uma das extremidades. Para a total fixação, foi utilizado Araldite®.
 - ◆ A lâmina foi acoplada, através de dois parafusos, na região dos dois furos de 3mm.

7.4.2. Resultados da Fabricação



Figura 7.4.2.1: Protótipo do Bisturi Paralelo [v.2.0]

7.5. Testes do Novo Protótipo

Da mesma maneira que os testes realizados anteriormente, foi necessário identificar as frequências naturais da estrutura com um Impedômetro. Para isso, os dois conectores do Impedômetro foram ligados aos conectores das cerâmicas piezelétricas: um deles na placa plana, em contato com as faces internas, e o outro nas faces externas. Com o Impedômetro em funcionamento, foi possível observar, em um intervalo de frequências de 0 a 200 kHz, os picos formados pelas frequências naturais e suas respectivas impedâncias (ver figuras 7.5.1 e 7.5.2). A comparação entre os resultados do impedômetro e os resultados da análise modal estão mostrados no item 7.6.1.

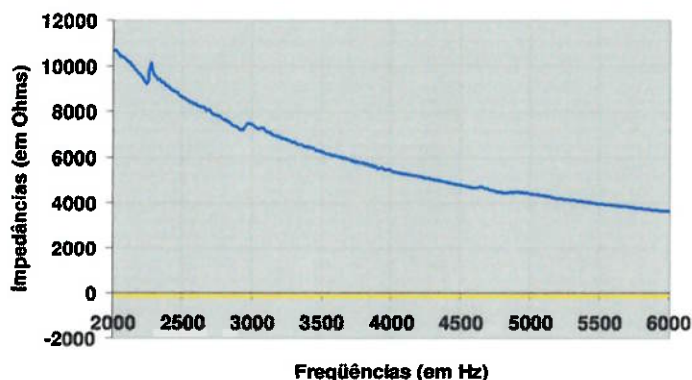


Figura 7.5.1: Gráfico – Frequência x Impedância – faixa entre 2kHz e 6kHz

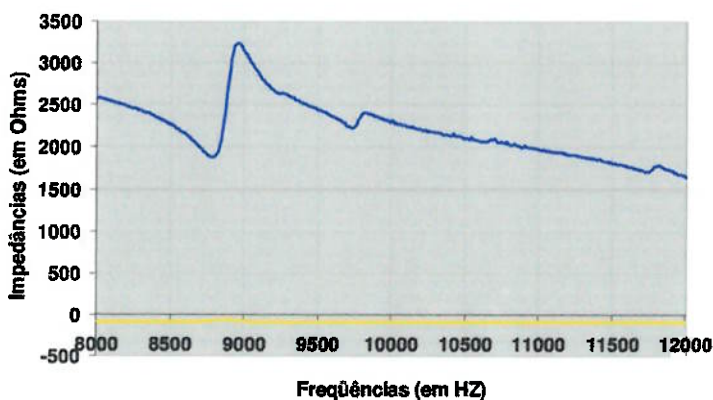


Figura 7.5.2: Gráfico – Frequência x Impedância – faixa entre 8kHz e 12kHz

Tabela 7.5.1: Resultados da Análise Modal

BISTURI PARALELO		BISTURI PERPENDICULAR	
Modo de Vibrar	Freqüência	Modo de Vibrar	Freqüência
1	1,546 kHz	1	1,938 kHz
2	7,881 kHz	2	7,956 kHz
3	11,498 kHz	3	12,111 kHz
4	17,197 kHz	4	17,894 kHz
5	33,577 kHz	5	33,783 kHz
6	35,577 kHz	6	35,298 kHz
7	39,196 kHz	7	40,536 kHz
8	47,003 kHz	8	48,732 kHz
9	73,045 kHz	9	74,411 kHz
10	78,987 kHz	10	79,026 kHz

	
	Modos Mecânicos
	Modos não estudados

Em seguida, utilizou-se novamente um Gerador de Função Agilent 33250A, o qual trabalhava com voltagens até 10 Vpp e freqüências até 80 MHz. Como esse novo protótipo também foi simulado aplicando-se uma diferença de potencial de 400Vpp, foi necessário acoplar um Amplificador de Sinal (Amplifier Research 150A100A; faixa de freqüências de 10kHz a 100MHz) na saída do Gerador de função (ver figura 7.5.2). Dessa maneira, foi possível testá-lo em intervalos de tensão de 0 a 400 Vpp e freqüências de 10 kHz a 200 kHz.

Foram feitos os testes de corte, os quais consistiam em verificar se o bisturi, dentro das faixas de freqüência propostas, apresentava melhorias no corte de superfícies diferentes. Além disso, verificou-se também a ação lâmina piezelétrica encostando-a em uma superfície de madeira recoberta com fórmica com o intuito de ser possível ouvir o ruído de vibração gerado pelo contato da lâmina com a superfície.

7.6. Discussão dos Resultados

Os testes consistiram em verificar a melhoria do corte na prática. Assim, para cada um deles, obteve-se o seguinte resultado:

- (1) Corte de folha de papel: no corte de uma folha comum de papel, percebeu-se que próximo das frequências de ressonância ocorria melhoria no corte, ou seja, a força aplicada para realizar o corte era inferior em relação ao corte com a cerâmica desligada.
- (2) Ruído de Vibração: ao encostar-se a lâmina do bisturi, pôde-se perceber a ocorrência de um ruído agudo, o qual explicitava a oscilação da lâmina devido à ação piezelétrica.

Diferentemente do primeiro protótipo, o resultado obtido nos testes práticos foi conclusivo, ou seja, foi possível perceber uma melhoria no corte devido à atuação da cerâmica. A faixa de frequências em que estes resultados foram positivos foi a de 10KHz a 11kHz.

Pode-se atribuir o resultado positivo às mudanças realizadas no novo protótipo. Este foi construído sem o acoplamento cilíndrico de alumínio e utilizando-se uma cerâmica, aproximadamente, duas vezes maior que a anterior. Além disso, os principais erros, material adesivo e adesivo Epóxi foram completamente removidos, pois utilizaram-se parafusos para fixar a lâmina de bisturi na placa plana e trocou-se o adesivo Epóxi por outro de melhor qualidade. Deve-se ressaltar que comparando-se os resultados simulados e o obtido no impedômetro, os valores são extremamente próximos. Deve-se notar também que as diferenças entre as duas versões dos protótipos já eram visíveis comparando-se os resultados da simulação, já que os deslocamentos obtidos na versão 2.0. eram maiores que os obtidos na versão 1.0.

Devido ao exposto, pôde-se tornar o protótipo mais fiel ao seu modelo computacional e obter resultados consistentes aos simulados.

8. CONCLUSÃO

Com os resultados obtidos nos testes práticos do protótipo final, foi possível verificar que os resultados teóricos são extremamente consistentes comparando-os com os resultados dos testes. Conforme dito no decorrer do trabalho, resultados positivos da versão 2.0 do Bisturi Paralelo tornariam viáveis a construção da versão 2.0 do Bisturi Perpendicular e até mesmo a construção de estruturas que se baseiem no Princípio Longitudinal.

Além disso, apesar do trabalho ter alcançado o objetivo proposto, deve-se deixar claro que o estudo de bisturis piezelétricos está apenas no início. Para que estes sejam dispositivos realmente aplicáveis ao cotidiano, um estudo aprofundado dos tipos de corte relacionados a cada frequência de ressonância deve ser feito. É necessário ainda verificar se todos os tipos de corte são realmente eficazes para a Medicina. Deve-se, também, desenvolver uma interface mais segura entre o usuário e o bisturi e entre o bisturi e os componentes eletrônicos.

Por fim, outro ponto que deve ser ressaltado é, que os resultados positivos deste trabalho comprovam, que é possível estender as aplicações dos conceitos expostos para outras áreas, ou seja, é possível utilizar os princípios de funcionamento propostos para outros tipos de máquinas de corte utilizados, por exemplo, em Engenharia.

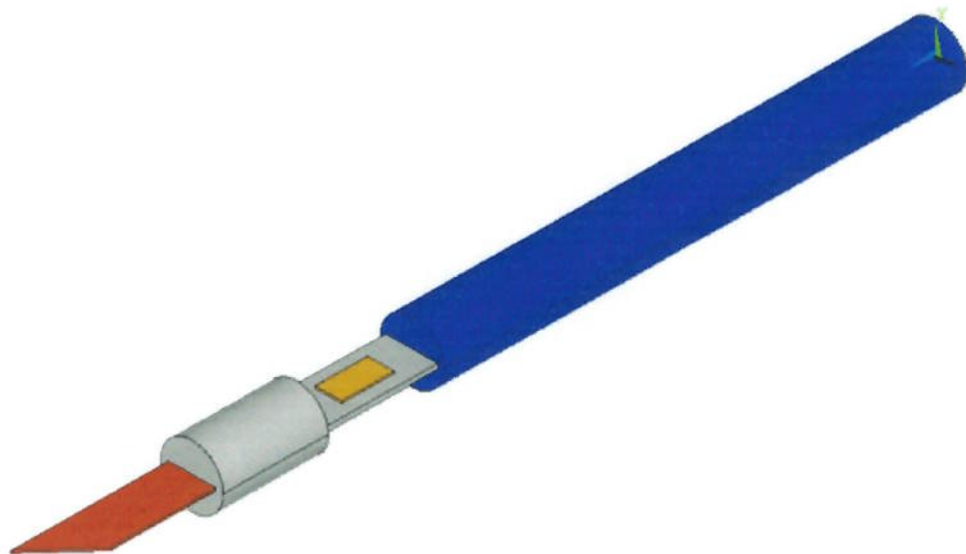
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ◆ SHIKATA, FÁBIO MINORU. **Transdutor Piezoelétrico de Ultra-som**, São Paulo, 1997.
- ◆ SILVA, EMÍLIO CARLOS NELLI. **Modelagem Vibracional de Transdutores de Ultra-som Piezoelétricos pelo Método de Elementos Finitos**, São Paulo, 1993.
- ◆ SILVA, EMÍLIO CARLOS NELLI. **Capítulo 6 – Introdução ao Método dos Elementos Finitos (MEF)**, Mecânica Computacional – PMR2420, Escola Politécnica, USP, São Paulo.
- ◆ VINHAIS, HUMBERTO FERREIRA, **Projeto e Simulação de Motores Piezoelétricos Lineares pelo Método dos Elementos Finitos**, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.
- ◆ DUTTA, N.N., BORDOLOI, B.M. **Tonsillectomy using Harmonic Scalpel**, 2002.
- ◆ Apostila: **Theory and Applications of Piezo Actuators and PZT NanoPositioning System**.
- ◆ MEGRICH, ARNALDO, **Cristais - Coração dos Circuitos Digitais**, Nova Eletrônica, 1984.
- ◆ LIRANI, ANA PAULA R., LAZARETTI-CASTRO, MARISE, **Evidências da Ação de Agentes Físicos sobre o Metabolismo do Tecido Ósseo e seus Potenciais Usos Clínicos**, São Paulo, 2005.
- ◆ ADAMOWSKI, JÚLIO CÉSAR. **Apostila: Transdutores Piezoelétricos de Ultra-som**, Técnicas de Ultra-som e suas Aplicações na Indústria e na Medicina – PMR 2726, Escola Politécnica, São Paulo.
- ◆ TAVARES, JOÃO MANUEL R.S. **Introdução ao Método dos Elementos Finitos**, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Portugal, 1998.
- ◆ ANDRADE, MARCO AURÉLIO BRIZZOTTI. **Análise de Materiais Piezoelétricos Compósitos para Aplicações em Transdutores de Ultra-Som**, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.
- ◆ NAKASONE, PAULO HENRIQUE. **Estudo de Viabilidade de uma Bomba de Fluxo Piezoelétrica utilizando Simulação Computacional**, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2006.

- ◆ **NADER, GILDER. Desenvolvimento de Técnicas de Caracterização de Transdutores Piezelétricos**, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2002.
- ◆ **NAKASONE, PAULO HENRIQUE. Tutorial de ANSYS: Análise Modal, Harmônica e Transiente**, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2004.
- ◆ **<http://www.intermedex.com/harmonic.html>** - Acesso: 16/04/2006
- ◆ **<http://www.forp.usp.br/restauradora/us01.htm>** - Acesso: 16/04/2006
- ◆ **<http://www.flexident.ch/index.php?id=23>** - Acesso: 16/04/2006
- ◆ **http://www.sociverj.com.br/revista/2001/vol4_4/artigo_revisao.htm** - Acesso: 16/04/2006
- ◆ **<http://www.biobras.com.br/adam/encyclopedia/ency/article/002944.htm>** - Acesso: 16/04/2006
- ◆ **http://regional.bvsalud.org/php/decsws.php?tree_id=E04.210.390&lang=pt** - Acesso: 16/04/2006
- ◆ **http://cvdii.bireme.br/tiki-read_article.php?articleId=28** - Acesso: 16/04/2006
- ◆ **<http://www.inst-medicina.com.br/circa.htm>** - Acesso: 16/04/2006

ANEXOS

ANEXO A1 – Resultados da Modelagem do Bisturi Paralelo [v.1.0]



Visão Lateral Direita

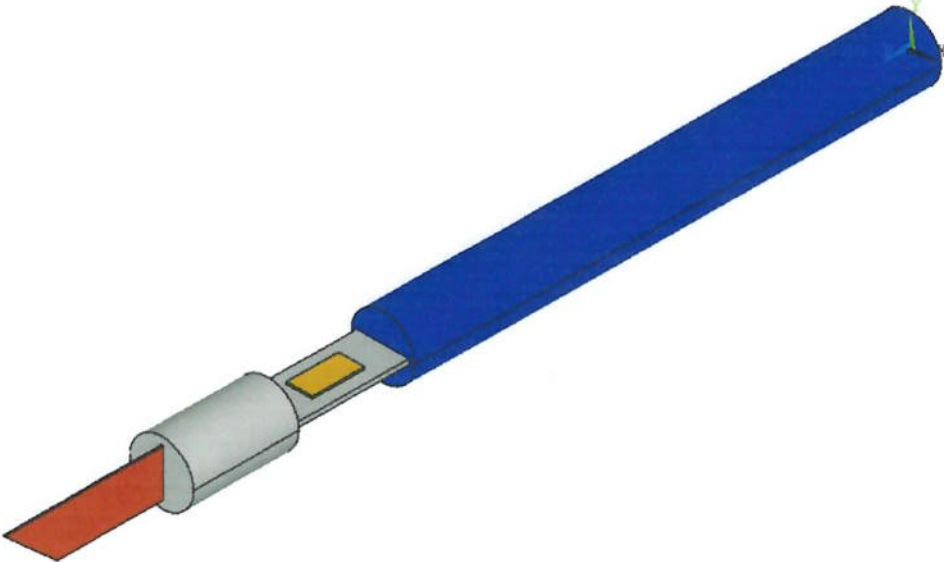


Visão Superior



Visão Lateral Esquerda

ANEXO A2 – Resultados da Modelagem do Bisturi Perpendicular [v.1.0]



Visão Lateral Direita

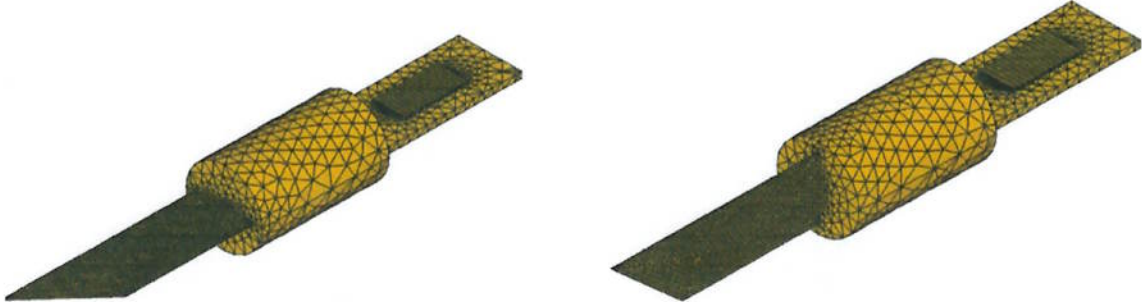


Visão Superior

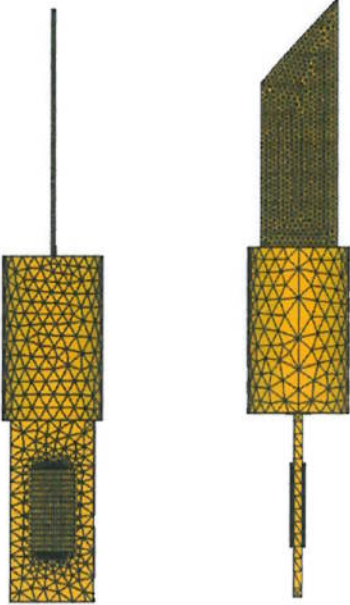


Visão Lateral Esquerda

ANEXO B – Resultados da Discretização dos Bisturis [v.1.0]



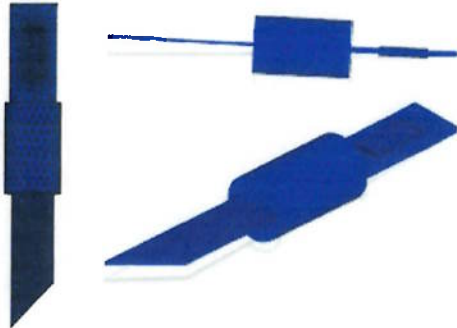
Visão Lateral e Superior do Bisturi Paralelo



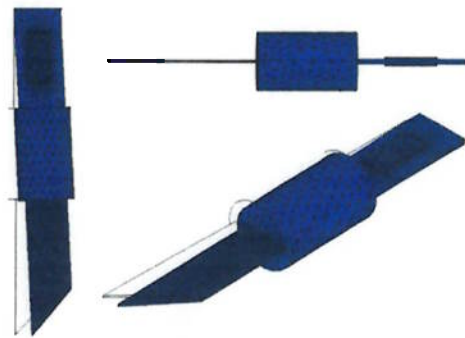
Visão Lateral e Superior do Bisturi Perpendicular

ANEXO C1 – Resultados da Análise Modal do Bisturi Paralelo [v.1.0]

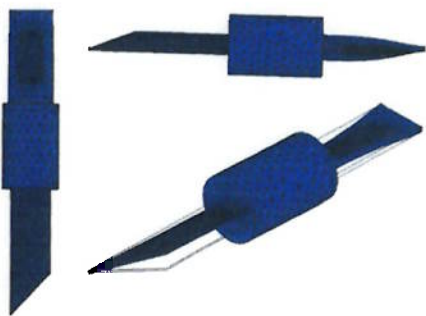
- Modo 01



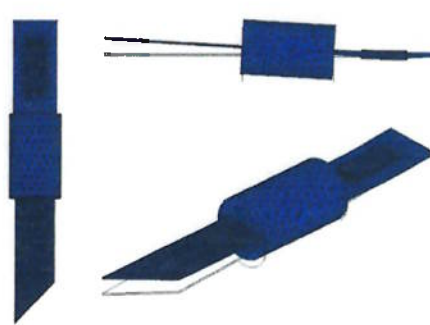
- Modo 02



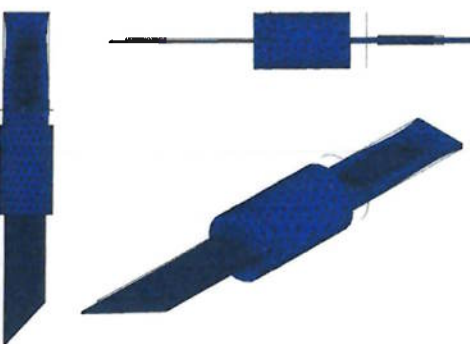
- Modo 03



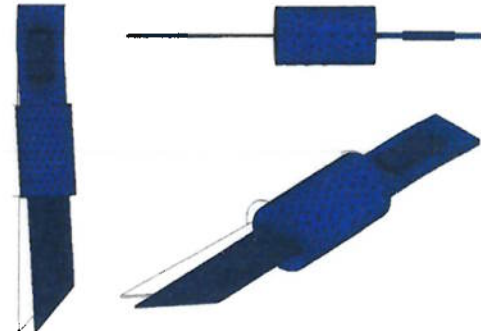
- Modo 04



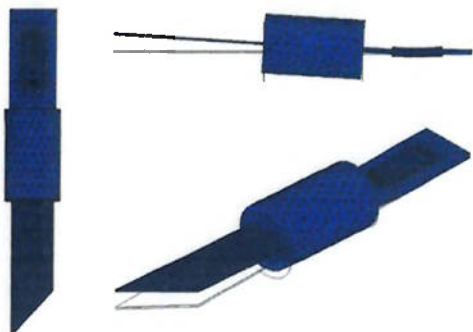
- Modo 05



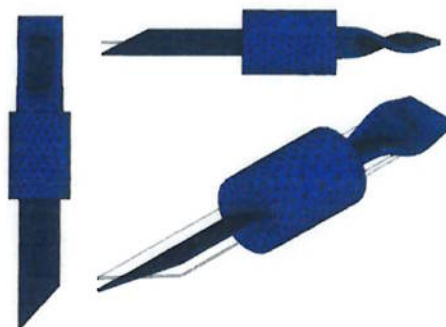
- Modo 06



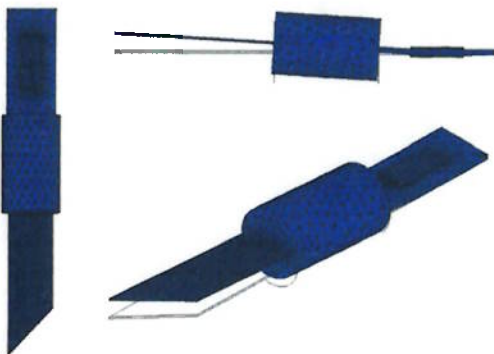
- Modo 07



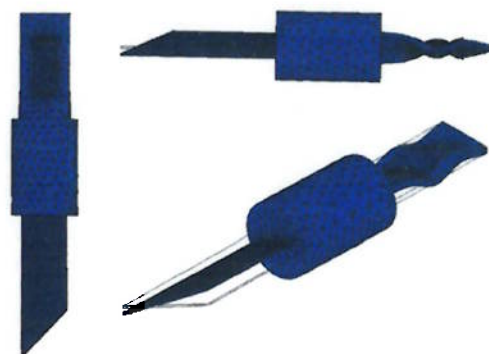
- Modo 08



- Modo 09

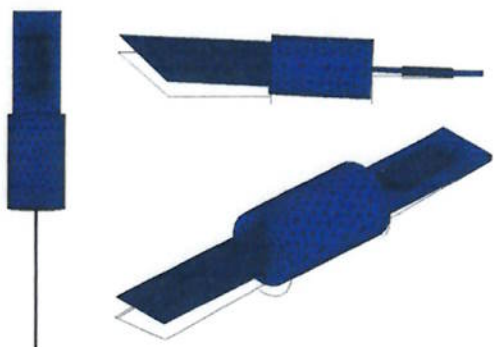


- Modo 10

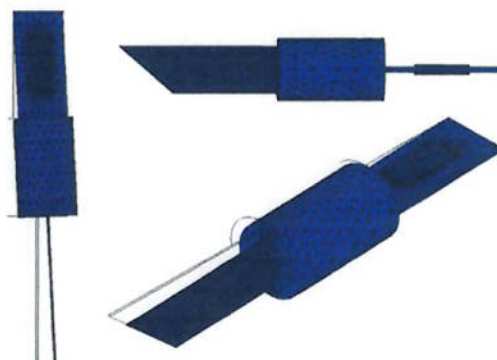


ANEXO C2 – Resultados da Análise Modal do Bisturi Perpendicular [v.1.0]

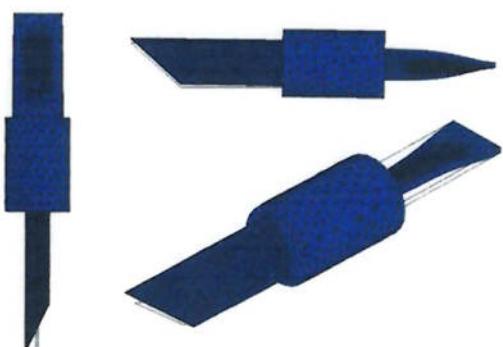
- Modo 01



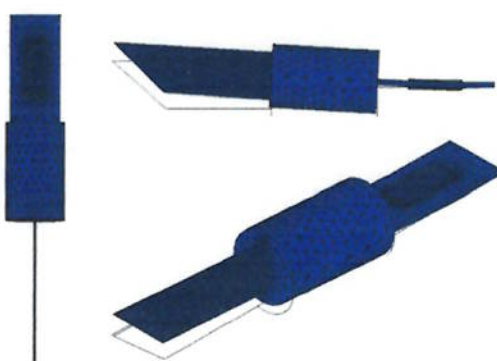
- Modo 02



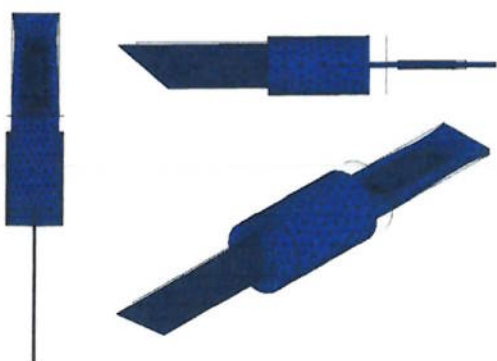
- Modo 03



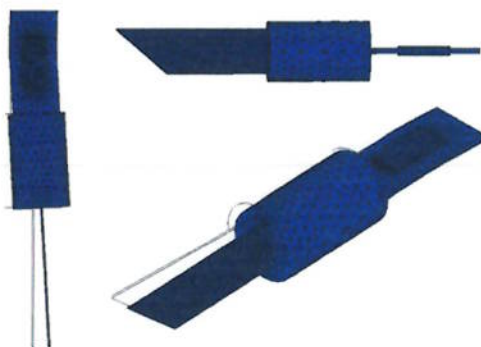
- Modo 04



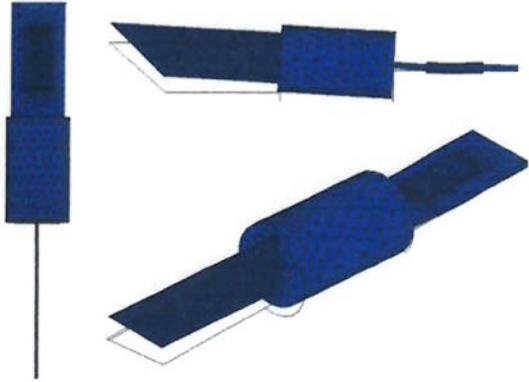
- Modo 05



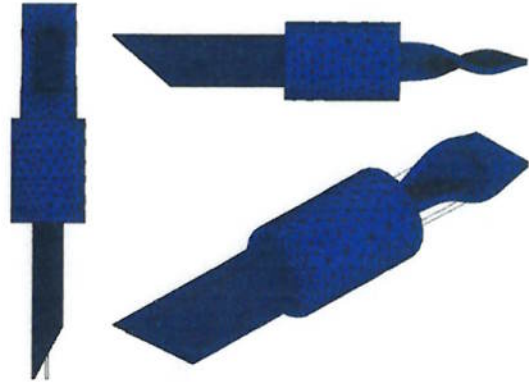
- Modo 06



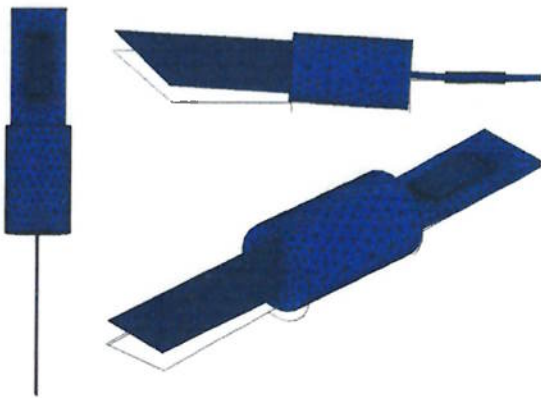
- Modo 07



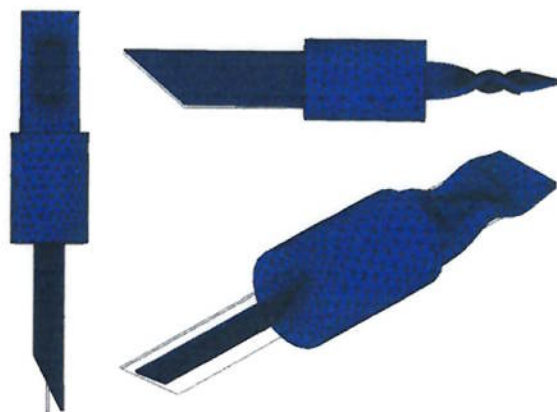
- Modo 08



- Modo 09

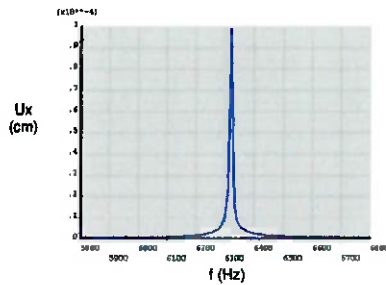


- Modo 10

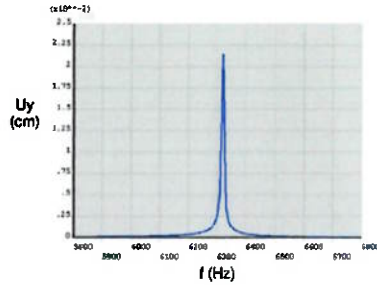


ANEXO D1 – Resultados da Análise Harmônica Bisturi Paralelo [v.1.0]

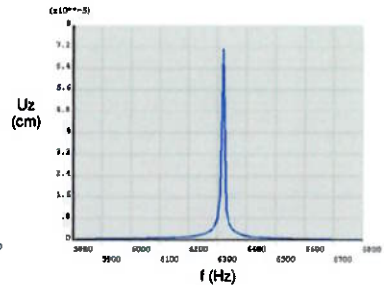
- Modo 01 (Intervalo de 5.800 a 6.800 Hz)



DESLOCAMENTO
EM X

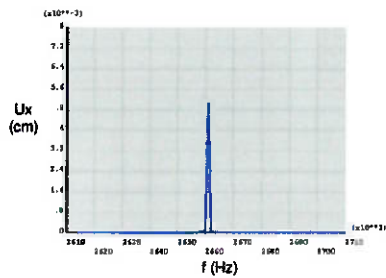


DESLOCAMENTO
EM Y

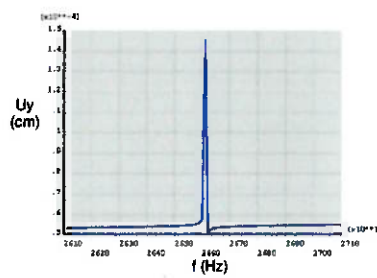


DESLOCAMENTO
EM Z

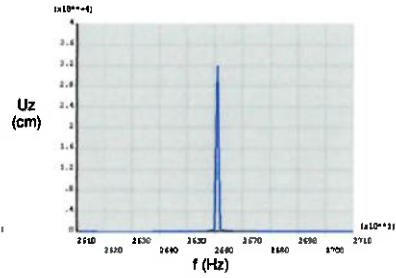
- Modo 02 (Intervalo de 26.100 a 27.100 Hz)



DESLOCAMENTO
EM X

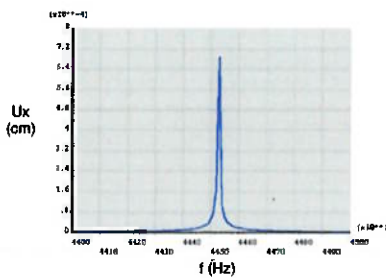


DESLOCAMENTO
EM Y

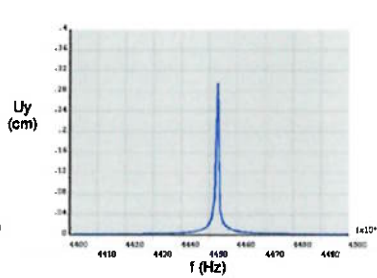


DESLOCAMENTO
EM Z

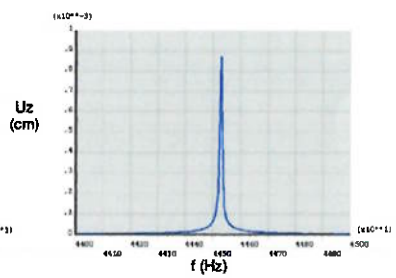
- Modo 04 (Intervalo de 44.000 a 45.000 Hz)



DESLOCAMENTO
EM X



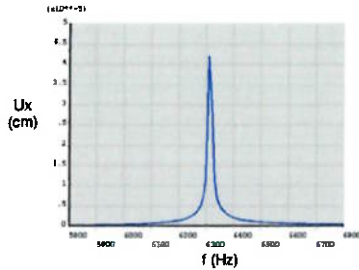
DESLOCAMENTO
EM Y



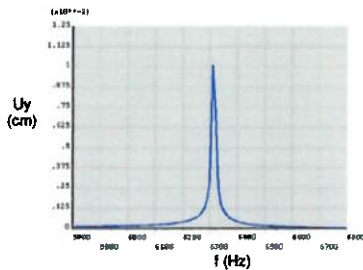
DESLOCAMENTO
EM Z

ANEXO D2 – Resultados da Análise Harmônica Bisturi Perpendicular [v.1.0]

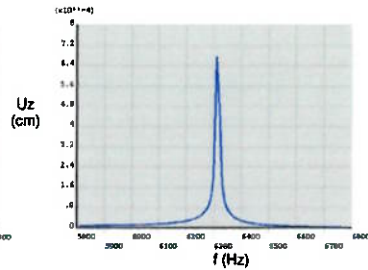
- Modo 01 (Intervalo de 5.800 a 6.800 Hz)



DESLOCAMENTO
EM X

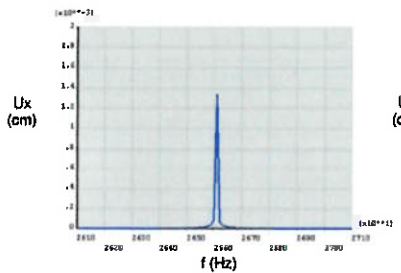


DESLOCAMENTO
EM Y

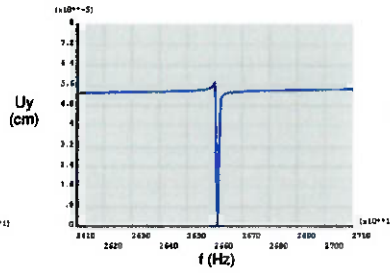


DESLOCAMENTO
EM Z

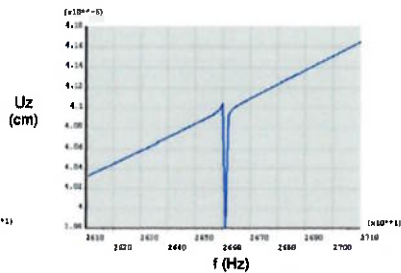
- Modo 02 (Intervalo de 26.100 a 27.100 Hz)



DESLOCAMENTO
EM X

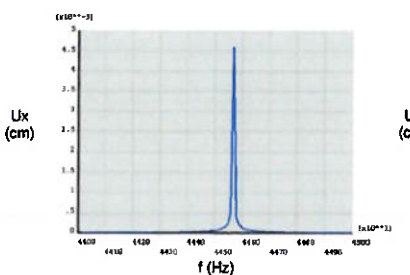


DESLOCAMENTO
EM Y

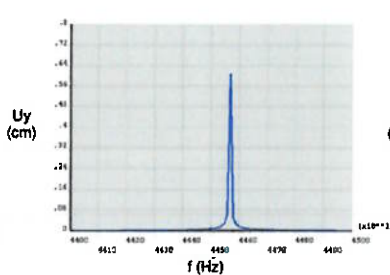


DESLOCAMENTO
EM Z

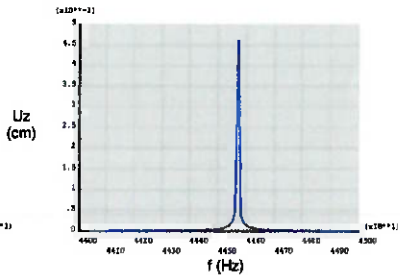
- Modo 04 (Intervalo de 5.800 a 6.800 Hz)



DESLOCAMENTO
EM X

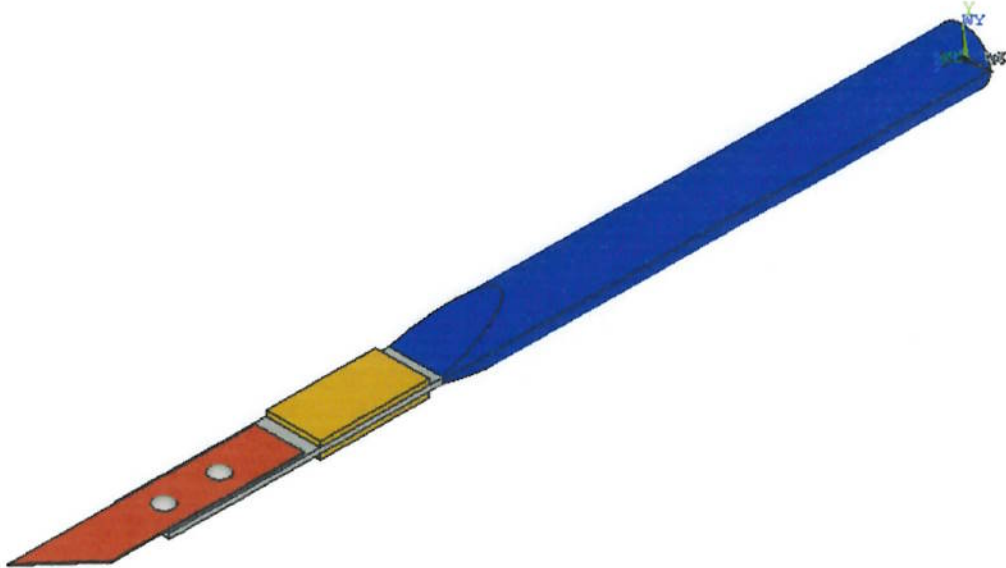


DESLOCAMENTO
EM Y



DESLOCAMENTO
EM Z

ANEXO E1 – Resultados da Modelagem do Bisturi Paralelo [v.2.0]



Visão Lateral Direita

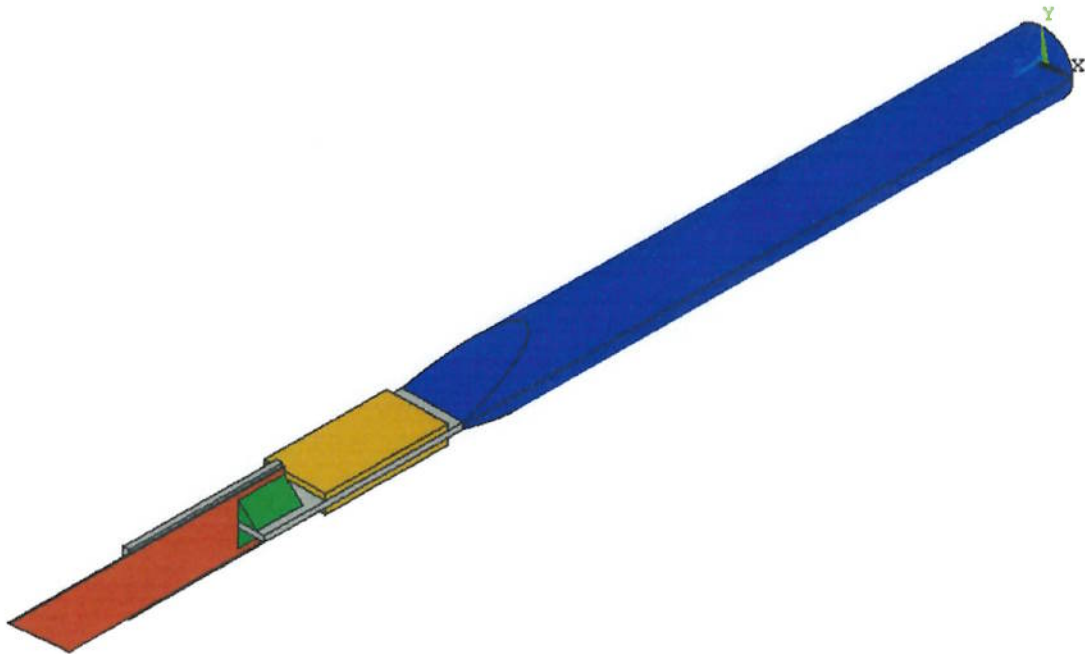


Visão Superior

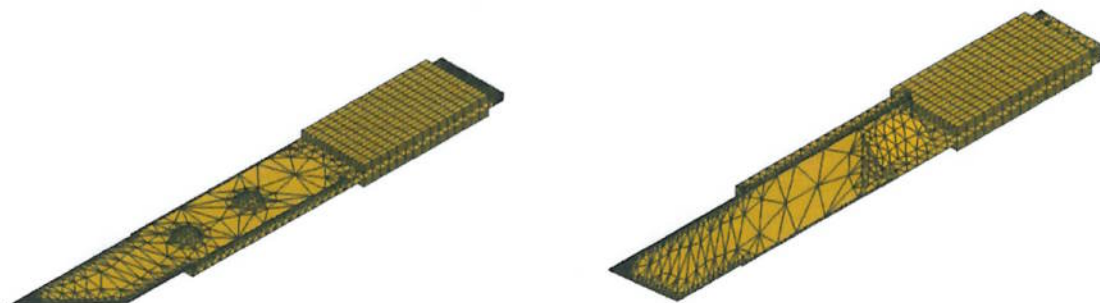


Visão Lateral Esquerda

ANEXO E2 – Resultados da Modelagem do Bisturi Perpendicular [v.2.0]



ANEXO F – Resultados da Discretização dos Bisturis [v.2.0]



Visão Lateral e Superior do
Bisturi Paralelo

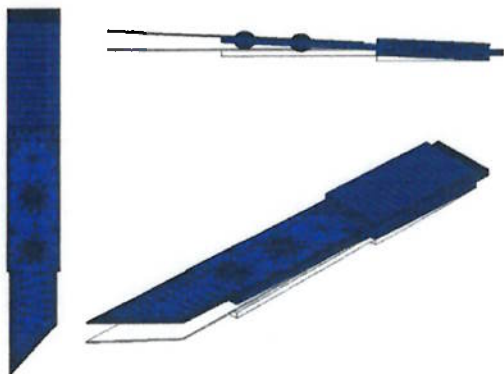


Visão Lateral e Superior do
Bisturi Perpendicular

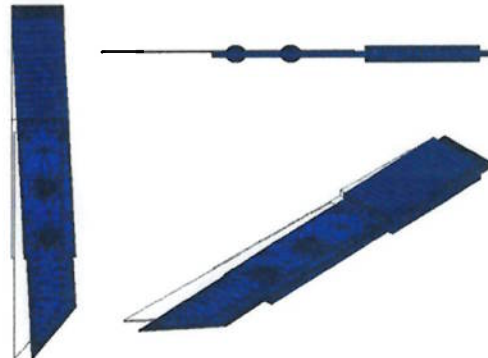


ANEXO G1 – Resultados da Análise Modal do Bisturi Paralelo [v.2.0]

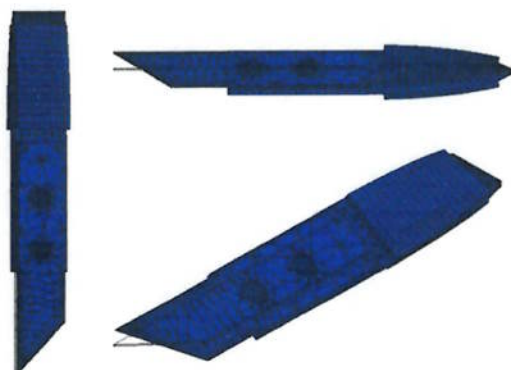
- Modo 01



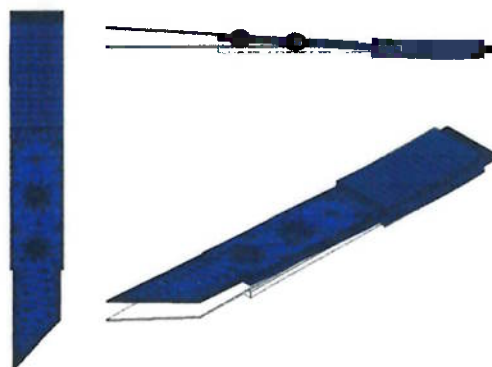
- Modo 02



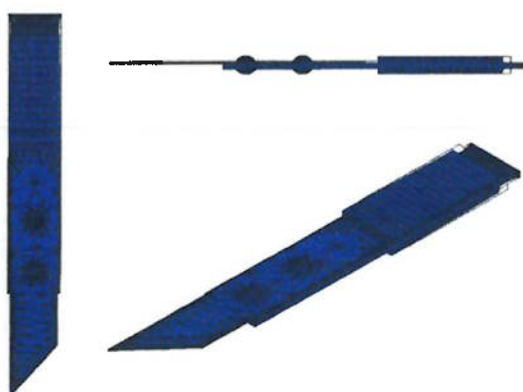
- Modo 03



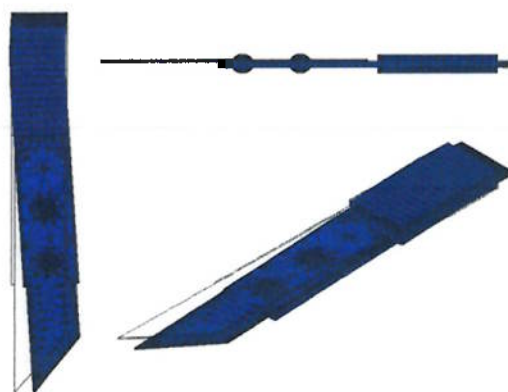
- Modo 04



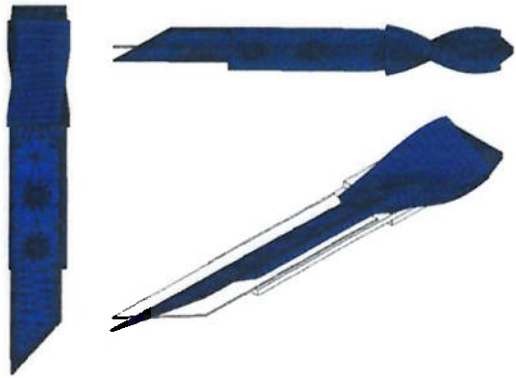
- Modo 05



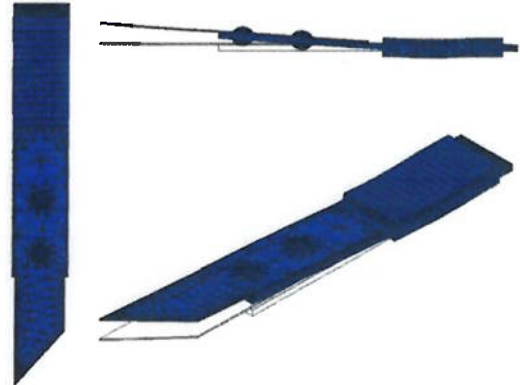
- Modo 06



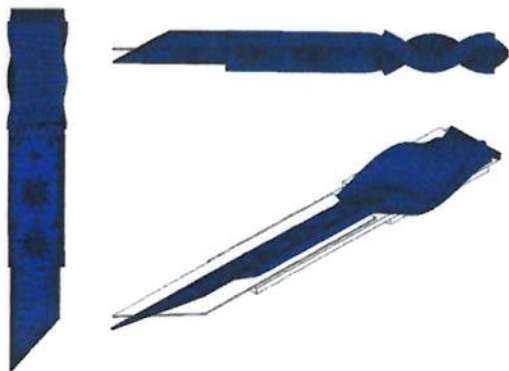
- Modo 07



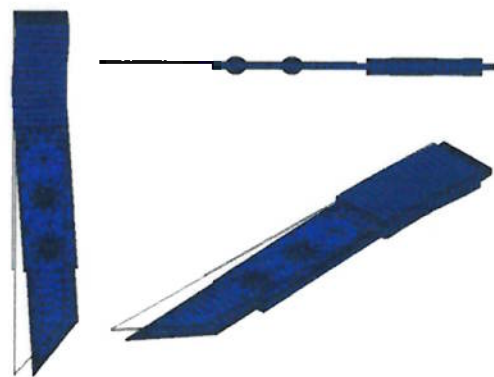
- Modo 08



- Modo 09

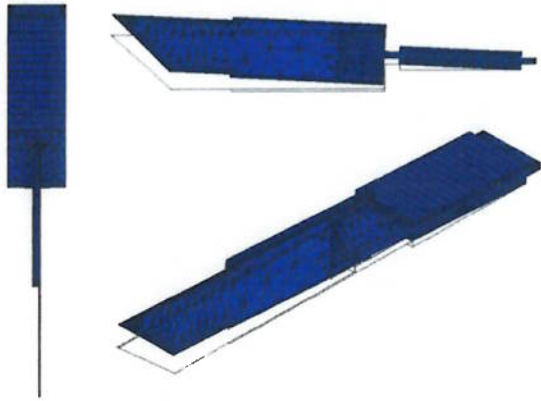


- Modo 10

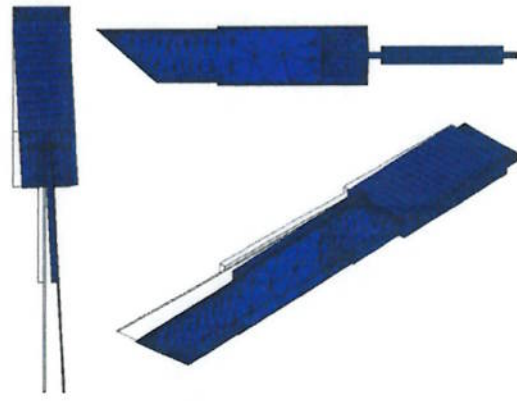


ANEXO G2 – Resultados da Análise Modal do Bisturi Perpendicular [v.2.0]

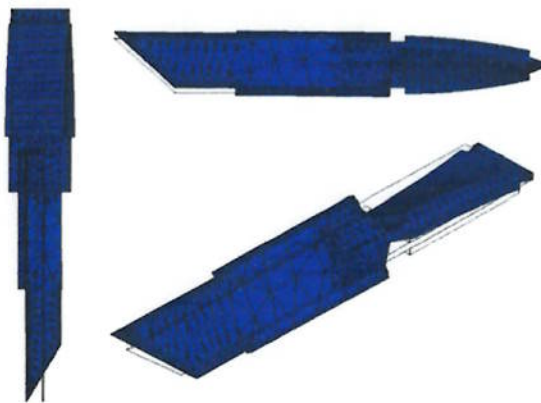
- Modo 01



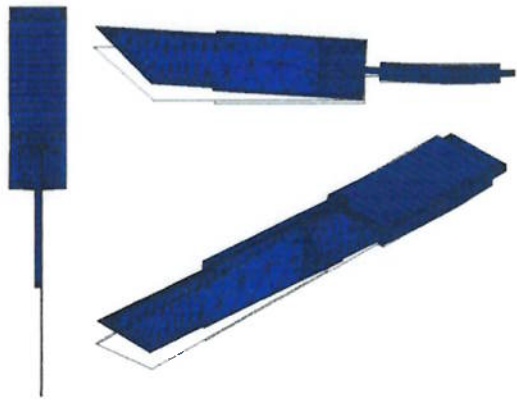
- Modo 02



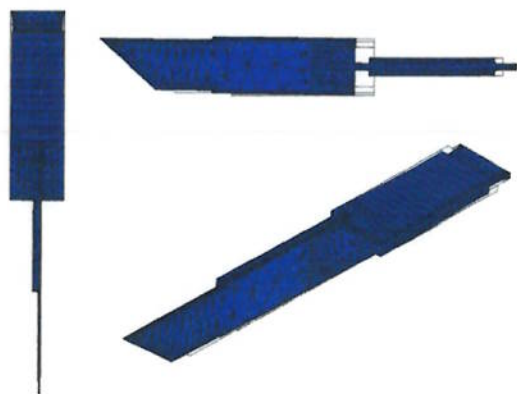
- Modo 03



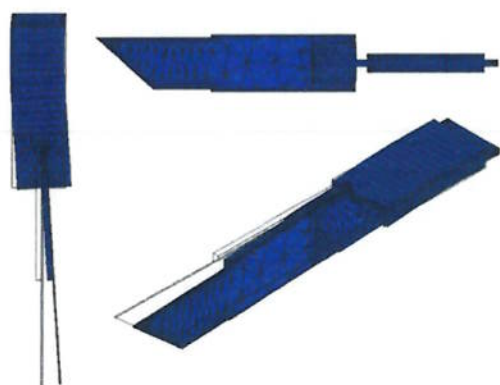
- Modo 04



- Modo 05



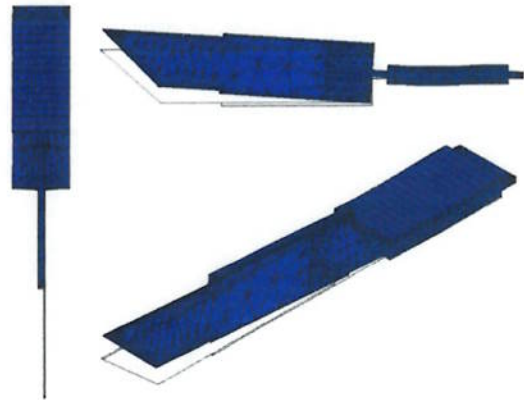
- Modo 06



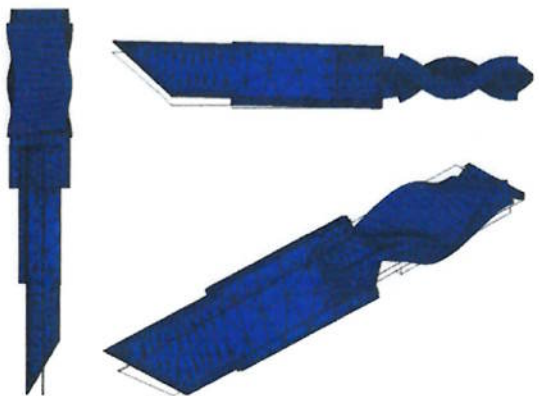
- Modo 07



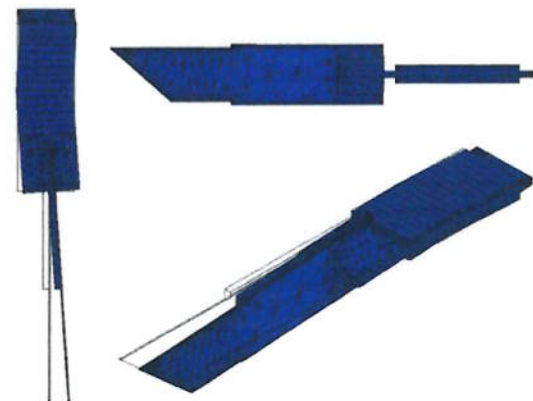
- Modo 08



- Modo 09

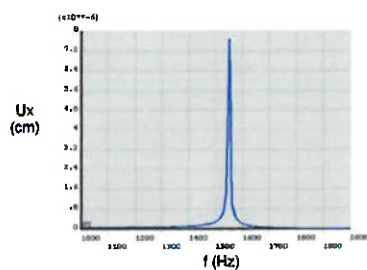


- Modo 10

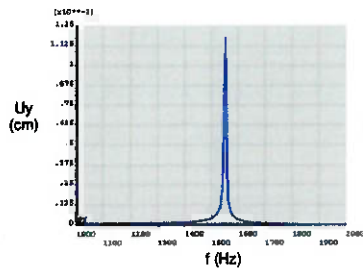


ANEXO H1 – Resultados da Análise Harmônica Bisturi Paralelo [v.2.0]

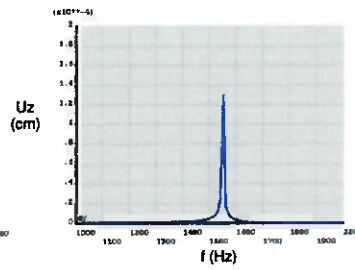
- Modo 01 (Intervalo de 1.000 a 2.000 Hz)



DESLOCAMENTO
EM X

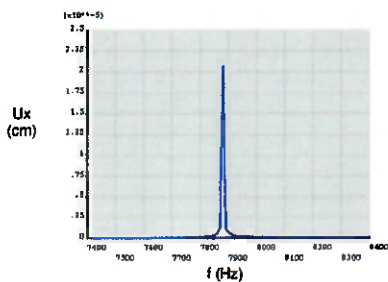


DESLOCAMENTO
EM Y

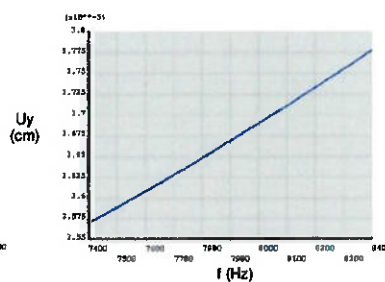


DESLOCAMENTO
EM Z

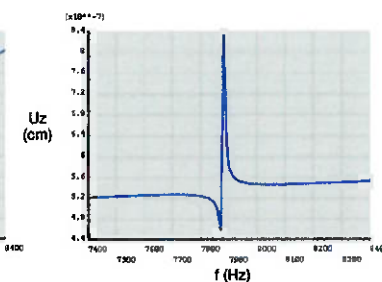
- Modo 02 (Intervalo de 7.400 a 8.400 Hz)



DESLOCAMENTO
EM X

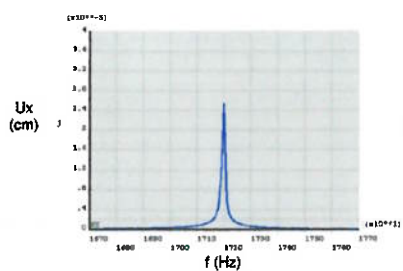


DESLOCAMENTO
EM Y

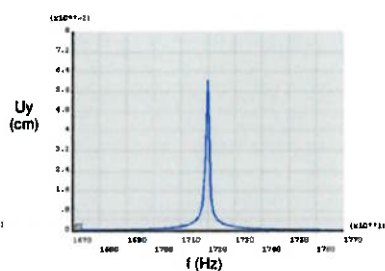


DESLOCAMENTO
EM Z

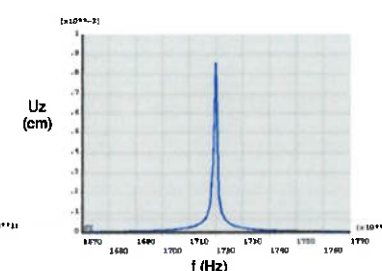
- Modo 04 (Intervalo de 16.700 a 17.700 Hz)



DESLOCAMENTO
EM X

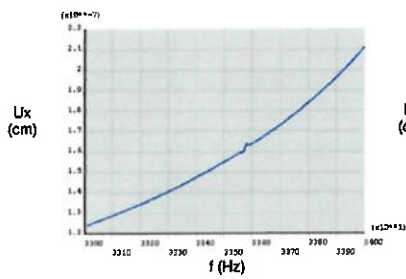


DESLOCAMENTO
EM Y

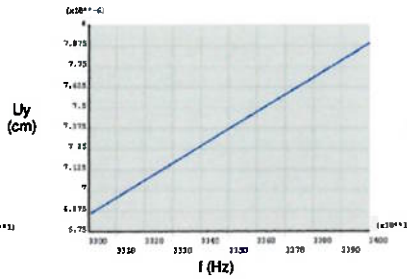


DESLOCAMENTO
EM Z

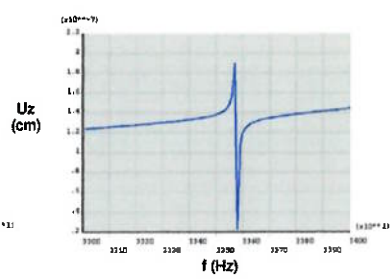
- Modo 05 (Intervalo de 1.000 a 2.000 Hz)



DESLOCAMENTO EM X

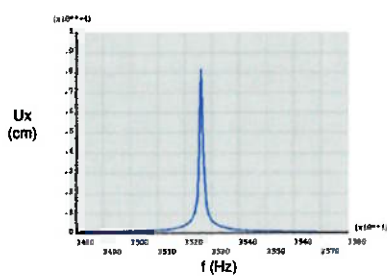


DESLOCAMENTO EM Y

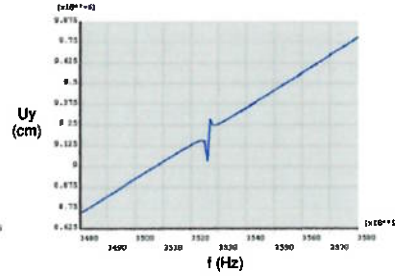


DESLOCAMENTO EM Z

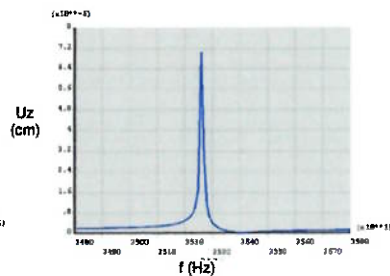
- Modo 06 (Intervalo de 34.800 a 35.800 Hz)



DESLOCAMENTO EM X

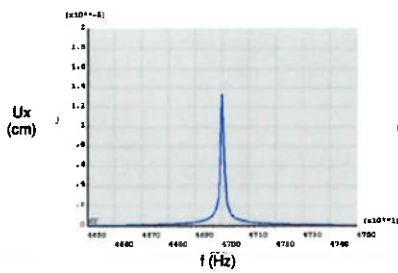


DESLOCAMENTO EM Y

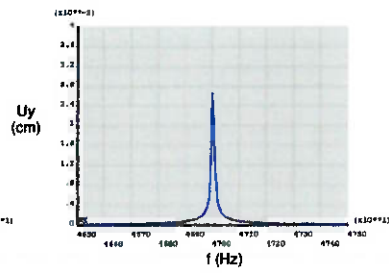


DESLOCAMENTO EM Z

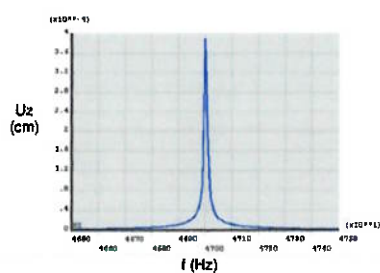
- Modo 08 (Intervalo de 46.500 a 47.500 Hz)



DESLOCAMENTO EM X



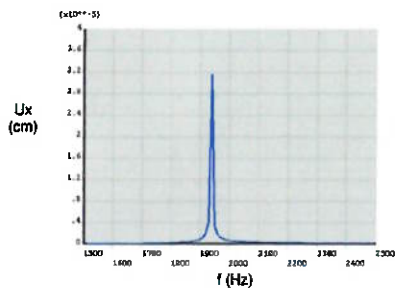
DESLOCAMENTO EM Y



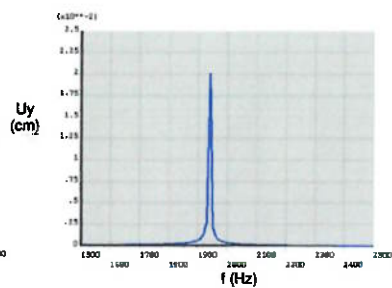
DESLOCAMENTO EM Z

ANEXO H2 – Resultados da Análise Harmônica Bisturi Perpendicular [v.2.0]

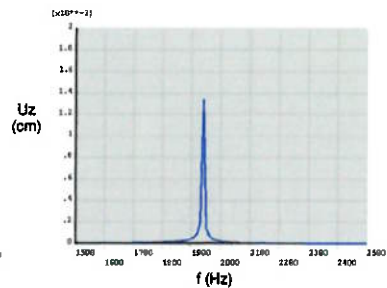
- Modo 01 (Intervalo de 1.500 a 2.500 Hz)



DESLOCAMENTO
EM X

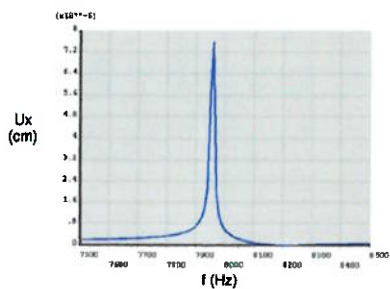


DESLOCAMENTO
EM Y

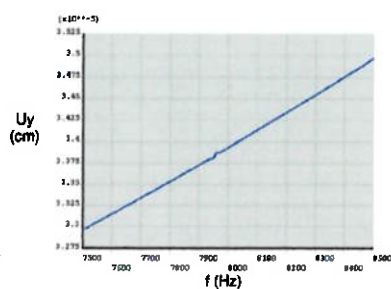


DESLOCAMENTO
EM Z

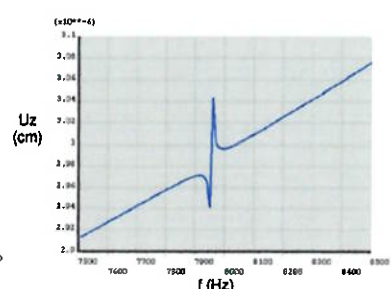
- Modo 02 (Intervalo de 7.500 a 8.500 Hz)



DESLOCAMENTO
EM X

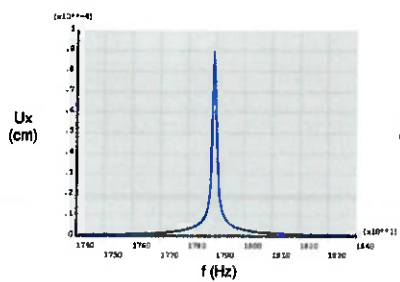


DESLOCAMENTO
EM Y

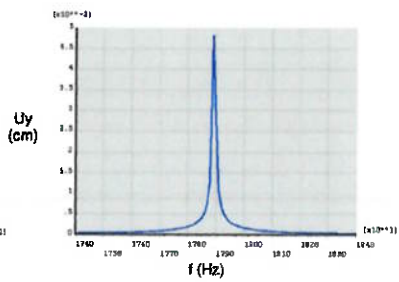


DESLOCAMENTO
EM Z

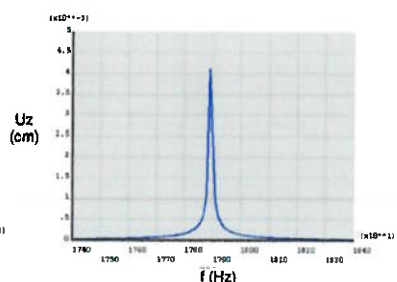
- Modo 04 (Intervalo de 17.400 a 18.400 Hz)



DESLOCAMENTO
EM X

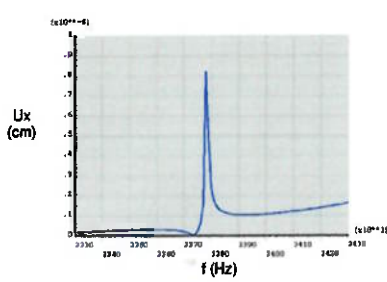


DESLOCAMENTO
EM Y

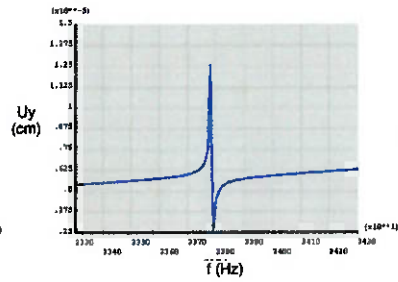


DESLOCAMENTO
EM Z

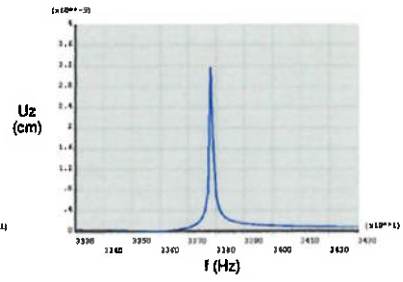
- Modo 05 (Intervalo de 33.300 a 34.300 Hz)



*DESLOCAMENTO
EM X*

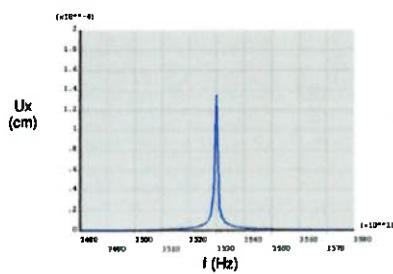


*DESLOCAMENTO
EM Y*

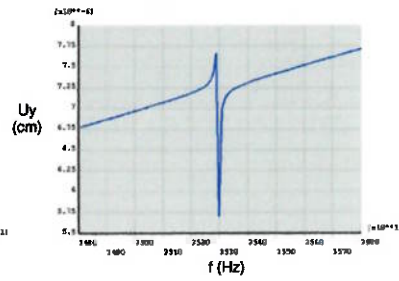


*DESLOCAMENTO
EM Z*

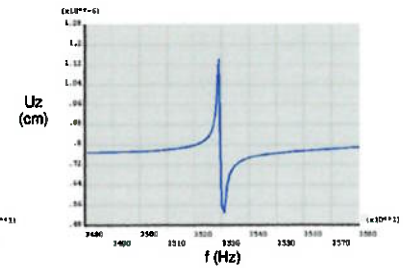
- Modo 06 (Intervalo de 34.800 a 35.800 Hz)



*DESLOCAMENTO
EM X*

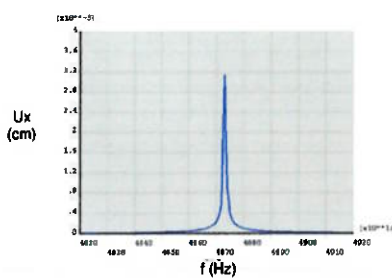


*DESLOCAMENTO
EM Y*

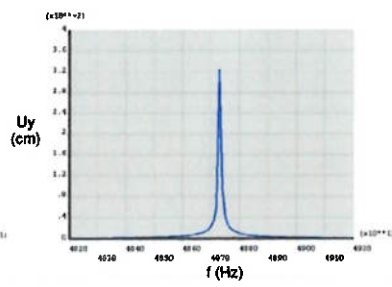


*DESLOCAMENTO
EM Z*

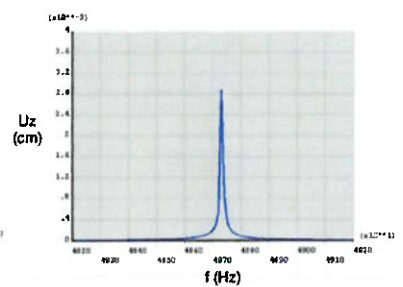
- Modo 08 (Intervalo de 48.200 a 49.200 Hz)



*DESLOCAMENTO
EM X*



*DESLOCAMENTO
EM Y*



*DESLOCAMENTO
EM Z*